

UNIVERSITE DE PARIS VII

FACULTE DE MEDECINE XAVIER BICHAT

ANNÉE 1974

N°

126

THESE

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

MEYER, Bernard, Albert

Interne des Hôpitaux de PARIS

Né le 17 Juillet 1945 à CRAN (Dep. d'Oran)

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE

CONTRIBUTION

A LA

REHABILITATION CHIRURGICALE DES SURDITÉS TOTALES

PAR

IMPLANTATION INTRACOCHELAIRE D'ELECTRODES MULTIPLES

PRÉSIDENT : MONSIEUR LE PROFESSEUR P. PIALOUX

R. VEZIN - 48, rue de la Santé - PARIS

UNIVERSITE DE PARIS VII

FACULTE DE MEDECINE XAVIER BICHAT

ANNÉE 1974

N°

THESE

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

MEYER, Bernard, Albert

Interne des Hôpitaux de PARIS

Né le 17 Juillet 1945 à CRAN (Dep. d'Oran)

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE

CONTRIBUTION

A LA

REHABILITATION CHIRURGICALE DES SURDITÉS TOTALES

PAR

IMPLANTATION INTRACOCCHLEAIRE D'ELECTRODES MULTIPLES

PRÉSIDENT : MONSIEUR LE PROFESSEUR P. PIALOUX

R. VEZIN - 48, rue de la Santé - PARIS



Lorsque le Professeur Paul PIALOUX me proposa le sujet de ma thèse, il me fit l'honneur de m'associer à une recherche passionnante et pleine d'espoir. Aujourd'hui, il me fait un autre honneur : celui d'en accepter la présidence . Qu'il me permette de lui exprimer toute ma reconnaissance et de lui rappeler mon profond attachement .

Ma joie de participer à cette recherche est d'autant plus grande que je contribue ainsi à poursuivre les travaux entrepris il y a quelques années par celui qui a eu la patience de me suivre depuis mon enfance et que j'admire profondément, le Docteur Charles EYRIES .

Depuis quelques mois, j'ai la chance de collaborer avec le Professeur Agrégé Claude-Henri CHOUARD et le Docteur Patrick MAC LEOD, Directeur-Adjoint du Laboratoire de Physiologie sensorielle de l'Ecole Pratique des Hautes Etudes, qui tous deux dirigent les travaux sur la réhabilitation des surdités totales. Ils m'ont fait découvrir l'exaltation de la recherche. J'ai apprécié leur précieux enseignement et leurs conseils patients pour la réalisation de ma thèse. Je leur en suis infiniment reconnaissant .

Si je peux aujourd'hui postuler au titre de Docteur en Médecine, je le dois, avant tout à mon père,

le Docteur Maurice M E Y E R ,

dont la vie de travail et d'abnégation au service de ses malades m'est toujours apparue comme exemplaire et a fixé ma vocation ; et à ma mère, dont la sereine bonté a rendu tout cela possible .

Mais je le dois aussi à mes maîtres :

Dès mes débuts en Faculté, le Professeur André DELMAS, Membre de l'Académie Nationale de Médecine, m'accueillait dans son Laboratoire d'Anatomie avec une extrême bienveillance . Pendant de nombreuses années, j'ai suivi avec un vif intérêt ses exposés passionnants .

Ma première approche du malade a été guidée par le très regretté Professeur Fred SIGUIER, dans le service duquel je passai mes deux premières années. Je mesure à sa juste valeur tous ses efforts pour enseigner une certaine Médecine et une certaine philosophie à ses jeunes stagiaires, qu'il ne manquait pas un matin d'accueillir .

C'est dans le service du Professeur André SICARD, que je fis avec profit mon stage de Chirurgie .

Au cours de mon externat, j'ai eu le privilège de recevoir l'enseignement de Maîtres éminents :

Les Professeurs Lucien LEGER, Membre des Académies Nationales de Médecine et de Chirurgie ; Jean HAMBURGER ; Jean CROSNIER ; Jean BERNARD, Membre de l'Institut et de l'Académie Nationale de

Médecine : le Doyen Paul CASTAIGNE ; le Professeur Agrégé Dominique LAPLANE ; les Professeurs GILBERT-DREYFUS et Pierre MOZZICONACCI . Auprès d'eux, j'ai découvert la diversité de la Médecine. Tous ont su me passionner pour leur spécialité et me donner le goût de chacune d'elles.

Cependant, en commençant mon Internat, auprès du Docteur Jean LEROUX-ROBERT, Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie, je découvrais l'Otorhinolaryngologie. Il a guidé avec bonté mes premiers pas de jeune interne et m'a initié à la chirurgie carcinologique cervico-faciale. C'est dans son service que je connus le Professeur Agrégé Pierre ROULLEAU, dont je sus apprécier les conseils amicaux .

A l'Hôpital Claude Bernard, le Docteur Emile PONCET, Professeur au Collège de Médecine des Hôpitaux de Paris, m'a fait découvrir l'otorhinolaryngologie pédiatrique et infectieuse, ainsi que l'otologie. Sa chaleur humaine m'a constamment été un précieux soutien.

Le Docteur Paul ANDRE, Professeur au Collège de Médecine des Hôpitaux de Paris, me reçut ensuite dans son service de l'hôpital Laënnec. J'y fis la connaissance du Professeur Agrégé Henri LACCOURREYE. Tous deux m'ont permis d'approfondir mes connaissances en cancérologie et, en même temps, appris par leur exemple que la médecine hospitalière pouvait être à la fois dynamique et familiale .

L'enseignement que me prodigua le Professeur Agrégé Jean-Jacques DEBAIN, tout au long de ma troisième année d'internat,

me fit découvrir une vaste pathologie médicale et chirurgicale, que j'ai pu infiniment apprécier grâce à ses immenses qualités de clinicien, et ses vastes connaissances. C'est pendant cette même période que le Professeur Agrégé Claude-Henri CHOUARD me permit de travailler à ses côtés. Sa puissance et sa rapidité de travail, son adresse chirurgicale, font mon admiration .

A l'Hôpital Lariboisière ensuite, le Professeur Paul PIALOUX me fit l'honneur de m'accepter parmi ses élèves. Dans son service, où le travail est à chaque instant à la fois dense, varié et profitable, j'eus le plaisir de connaître le Professeur Agrégé Georges FREYSS, toujours à la recherche de nouveautés, et le Docteur Guy JOST, Professeur au Collège de Médecine des Hôpitaux de Paris, dont nous sommes légion à admirer l'adresse chirurgicale .

J'ai la chance de passer les derniers mois de mon Internat dans le service du Docteur Paul ABOULKER, Professeur au Collège de Médecine des Hôpitaux de Paris : j'aimerais pouvoir emprunter un peu de sa vaste et précise intelligence et de son souci de la perfection. J'apprécie à ses côtés la présence du Professeur Agrégé Jean-Edouard DEMALDENT, qui me dispense ses conseils bienveillants .

Ainsi, si je suis jugé digne aujourd'hui d'être Docteur en Médecine, c'est à ces hommes que je le dois, mais aussi à d'autres, fort nombreux : comment les nommer tous ? Qu'ils sachent que ma reconnaissance pour eux est à la mesure de l'aide capitale, déterminante, qu'ils n'ont jamais cessé de me dispenser .

S O M M A I R E

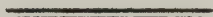
Pages :

- INTRODUCTION	1
- HISTORIQUE	2
- <u>La première période</u>	3
A.- Les faits historiques	3
B.- Interprétation des phénomènes observés	9
- <u>La période actuelle</u>	11
A.- Les premiers travaux	11
B.- Les travaux de l'Ecole française	12
C.- Les travaux de DOYLE	14
D.- Les travaux de WALLOCH	16
E.- Les travaux de SIMMONS	17
F.- Les travaux de KIANG et MOXON	21
G.- Les travaux de MICHELSON et MERZENICH	22
H.- Les travaux de W.HOUSE	24
Résumé des tentatives de réhabilitation des surdités totales	26
- <u>Autres aspects de l'audition</u> <u>par stimulation électrique</u>	27
- RAPPEL ANATOMIQUE ET HISTOLOGIQUE	29
- Anatomie du limaçon osseux	30
- Orientation de la cochlée	30
- Orientation du tube cochléaire	31
- Rapports du tube cochléaire	31
- Contenu du tube cochléaire	34
- Innervation de la cochlée	34
. les fibres afférentes ou sensorielles...	34
. les autres fibres nerveuses de la cochlée	37
- Histopathologie expérimentale	40

Pages :

- RAPPEL DE LA PHYSIOLOGIE DE L'AUDITION	42
- Les caractères du stimulus	42
- Les éléments de transmission	45
- Les influx nerveux	48
- La gnosie auditive	50
- TRAVAIL PERSONNEL	51
. <u>Approche diagnostique des surdités sensorielles</u>	53
- Choix des malades	55
- Matériel	55
- Mise en place de l'électrode	56
- La stimulation et sa réponse	57
- Les résultats	57
- Recherche d'une méthode objective	59
- Conclusions	61
. <u>Approche thérapeutique des surdités totales sensorielles</u>	62
- Principe	62
- Choix des malades	63
- Electrodes excitatrices monopolaires	65
. Type	65
. Emplacement	65
. Nombre	66
- Electrode indifférente	66
- Connecteur	66
- Technique d'implantation	67
- Stimulation de la cochlée	68
. Constatations physiologiques	69
.. Intensité	69
.. Fréquence	70
. Discrimination des fréquences par l'utilisation d'un électrode unique	72
.. Stimulations de fréquence supérieure à 300 c/s	72
.. Stimulations de fréquence inférieure à 300 c/s	73
.. Interprétation des faits	73
.. Réhabilitation des surdités	74

. Discrimination des fréquences par l'utilisation d'électrodes multiples intracochléaires	76
.. Stimulations de fréquence supérieure à 300 c/s	76
.. Stimulations de fréquence inférieure à 300 c/s	77
.. Interprétation des faits	77
.. Réhabilitation des surdités	78
.. Résultats obtenus	79
- <u>Eléments encore inconnus</u>	81
. La tolérance des électrodes	81
. La miniaturisation et la transmission à distance	82
- CONCLUSIONS	83
- BIBLIOGRAPHIE	86



INTRODUCTION

Depuis les essais thérapeutiques de Ch. EYRIES et A. DJOURNO en 1957, en France, on sait qu'il est possible de rendre une certaine audition aux sujets atteints de cophose totale, en stimulant électriquement les fibres du nerf auditif.

Il a fallu attendre les progrès de l'électronique pour qu'apparaissent, aux Etats-Unis, le fruit de ces recherches dans les premières réhabilitations obtenues par DOYLE, SIMMONS, MICHELSON et W. HOUSE, et leurs collaborateurs respectifs .

L'écueil auquel se sont heurtés presque tous ces travaux a été la difficulté d'obtenir une discrimination des fréquences . En implantant une électrode unique à l'intérieur de la cochlée, ces auteurs ont obtenu des résultats appréciables certes, mais limités, car, en effet, le massage reçu ne comportait aucune discrimination fréquentielle au-dessus de 300 Hz environ.

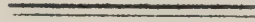
Pour améliorer ces résultats, il est apparu à l'ensemble des participants au Premier Symposium International tenu à ce sujet que l'implantation d'électrodes multiples intra-cochléaires était seule capable d'apporter une telle discrimination .

Mon Maître, le Professeur Paul PIALOUX, qui assistait à cette réunion à San Francisco en Juin 1973, décida que le travail serait entrepris en France .

Les recherches furent effectuées à l'Hôpital Saint Antoine dans le Service du Professeur Agrégé J.J. DEBAIN, sous la direction du Professeur Agrégé C.H. CHOUARD et du Docteur MAC LEOD.

Le Professeur P. PIALOUX me suggéra, alors, d'en faire le sujet de ma thèse . Celle-ci rapporte les premiers résultats obtenus chez cinq malades atteints de surdité totale, par une technique entièrement nouvelle d'implantation d'électrodes multiples intra-cochléaires .

PREMIERE PARTIE



HISTORIQUE

En 1957, à Paris, Ch. EYRIES tentait pour la première fois de rendre une certaine audition à un sourd total à l'aide d'un appareillage électrique implanté conçu par A. DJOURNO, appareillage comportant une électrode implantée dans le nerf acoustique (1-2). Cette expérience constitua une double innovation : c'était la première excitation électrique directe du nerf acoustique rapportée chez l'homme et la première tentative de réhabilitation d'une surdité totale .

La même année, MASPETIOL implantait ce même appareillage, relié cette fois à une électrode intra-cochléaire ; ce travail fut rapporté par ZOLLNER (3).

En 1958, DJOURNO et VALLANCIEN proposaient de différencier le diagnostic de surdité totale par lésion de l'organe de CORTI de celui de surdité neurologique, et cela en excitant électriquement le promontoire, ce qui entraîne une perception subjective de bruit lorsque le nerf est fonctionnel (4).

Ces trois travaux français ont ainsi posé, il y a dix-sept ans, l'ensemble des données du problème de la réhabilitation des surdités totales d'origine cochléaire .

Ils avaient été précédés pendant plus d'un siècle par l'étude des rapports entre le courant électrique et la perception auditive . Nous pouvons, en effet, distinguer deux périodes :

- la première commence en 1800 ; il s'agit d'expériences de stimulation électrique de sujets dont la fonction cochléaire est normale .

La sensation sonore ainsi obtenue est-elle due à l'excitation du nerf auditif ou à un phénomène mettant en jeu l'appareil de transmission ? Tel est le problème qu'ont tenté de résoudre tous les chercheurs de cette époque .

- La deuxième commence en 1934 : c'est la période de la stimulation électrique des formations nerveuses auditives . Elle est marquée d'une part par des expériences d'excitation du nerf, destinées à mieux cerner la neurophysiologie, d'autre part, par des implantations permanentes d'électrodes et parfois d'un appareillage électrique pour tenter d'obtenir chez l'homme une réhabilitation fonctionnelle. L'imbrication des deux types de travaux, parfois faits par une même équipe, nous amènera, par souci de clarté, à les analyser non pas chronologiquement, mais par auteur pour mieux saisir la conception de chacun d'eux sur ce problème .

Nous examinerons, pour terminer, quelques autres aspects de la stimulation électrique de l'appareil auditif .

LA PREMIERE PERIODE

STIMULATIONS ELECTRIQUES DU SUJET DONT LA FONCTION

COCHLEAIRE EST NORMALE :

LES FAITS HISTORIQUES

1800 - Alessandro VOLTA vient de découvrir, à Paris, l'électrocinétique, en inventant la pile électrique .

Il a l'idée de mettre en série 30 ou 40 piles, délivrant environ 20 volts, reliées à ses propres oreilles par deux tiges métalliques . A la fermeture du circuit, il ressent une sorte de secousse dans le crâne, suivie d'un bruit comparable au bouillonnement d'un liquide visqueux (5) .

Cette expérience est tellement désagréable que VOLTA ne la répètera jamais.

L'illustre physicien inaugure ainsi l'ère de la stimulation électrique de l'appareil auditif .

La première moitié du XIXème siècle voit quelques chercheurs suivre la trace de VOLTA, la plupart pensant stimuler directement le nerf acoustique par un courant continu .

1855 - DUCHENNE DE BOULOGNE introduit une innovation importante : l'utilisation du courant alternatif transmise dans le conduit auditif externe au moyen d'une électrode monopolaire. Tandis que la rupture du courant continu entraîne la perception d'un bruit comparé au "craquement du parchemin", l'utilisation du courant alternatif transforme le "craquement" en "battements d'ailes d'une mouche entre un rideau et une vitre". (6)

DUCHENNE DE BOULOGNE constatait que l'intensité de la sensation variait dans le même sens que l'intensité du courant, une sensation de piquûre et d'engourdissement étant perçue en plus du bruit, pour de fortes intensités .

Il attribue l'audition ainsi obtenue à la vibration mécanique des éléments de l'appareil de transmission, provoquée par le passage de courant .

1868 - R. BRENNER, à LEIPZIG, fait un travail extrêmement sérieux sur les modalités d'application du courant alternatif et sur les phénomènes observés (7). Ses conclusions sont les suivantes :

- l'électrode excitatrice cutanée donne le meilleur rendement lorsqu'elle est placée, dans le conduit auditif externe, au contact du cartilage .
- l'électrode indifférente doit être à distance de l'oreille pour éviter les phénomènes secondaires désagréables (vertiges, douleurs, contractions faciales).
- les sensations auditives perçues sont différentes d'un observateur à l'autre, mais identiques pour un même observateur. Elles sont comparées à un bourdonnement, sifflement, roulement, sonnette, selon la fréquence utilisée .

- un abaissement du seuil de perception est obtenu soit par l'inversion de la polarité des électrodes, soit par la répétition de la stimulation cathodique .
- l'augmentation de l'intensité du courant, de l'ordre du mA, provoque une variation de la fréquence du son, différente selon le type de stimulation : augmentation de fréquence avec la stimulation cathodique, diminution de fréquence avec la stimulation anodique .

Cela lui permet d'affirmer que le courant agit en excitant le nerf acoustique et non l'appareil de transmission.

En cela, il se distingue des conclusions de DUCHENNE DE BOULOGNE et des quelques auteurs qui publièrent leurs résultats au cours de la deuxième moitié du XIXème siècle .

Nous pensons, pour notre part, que BRENNER devait exciter, effectivement, le nerf cochléaire, puisque le courant était assez intense pour stimuler le nerf facial .

Il faut noter que BRENNER accordait une valeur diagnostique à la stimulation électrique dans les affections de l'oreille moyenne : en effet, il avait constaté que les sup-purations d'oreille ou les perforations sèches abaissaient le seuil d'excitation .

Après cette publication, les otologistes de la fin du XIXème siècle et du début du XXème siècle tentèrent d'utiliser la stimulation de l'appareil auditif :

- Certains suivirent l'idée de BRENNER et prônèrent l'utilisation de la stimulation électrique dans un but diagnostique, tel SHEPPEGRELL (8).
- D'autres l'utilisèrent dans un but thérapeutique : POLITZER diminuait ainsi l'oppression qui accompagne les acouphènes (9); mais il y avait là, sans doute, plus de psychothérapie que d'électrothérapie .

Cette querelle d'école n'amena aucun progrès dans la stimulation électrique de l'appareil auditif .

La période allant de 1875 à 1930 connu, en revanche, des découvertes que nous ne pouvons pas passer sous silence, tant elles furent déterminantes pour les progrès ultérieurs.

GRAHAM BELL, Professeur de Physiologie de la phonation à BOSTON, à la suite de ses recherches sur la surdité, invente, en 1876, le téléphone et démontre la possibilité de transformation des vibrations acoustiques en impulsions électriques et inversement .

BEAUREGARD et DUPREY, en 1896, déterminent la présence d'un courant électrique dans le nerf acoustique de la grenouille, à la suite d'une stimulation acoustique. (10)

BUYTENDYK, en 1910, puis FORBES et Coll., en 1927, enregistrent un potentiel d'action dans le bulbe du chat. (11-12)

WEVER et BRAY, en 1930, placent une électrode enregistreuse dans le nerf acoustique d'un chat . L'amplification de l'enregistrement reproduit fidèlement le diagramme de la fréquence des sons émis, à tel point qu'un observateur peut comprendre les mots dits à l'oreille de l'animal , grâce à un haut-parleur branché sur le système d'enregistrement (13). WEVER et BRAY pensent tout d'abord que l'énergie acoustique est transmise au nerf sans modification ; l'audition artificielle par stimulation électrique du nerf serait alors devenue possible aisément ; mais ils montrèrent plus tard qu'ils avaient enregistré un potentiel électrique cochléaire : le potentiel microphonique cochléaire qui porte leur nom .

Cette découverte de WEVER et BRAY et la redécouverte par des radio-ingénieurs ignorant les travaux du XIXème siècle, de la possibilité d'entendre un son par stimulation électrique cutanée proche de l'oreille, entraîna, alors, un regain d'intérêt pour ce phénomène et ses applications possibles .

Entre 1930 et 1946, de nombreux travaux, souvent contradictoires, amènent, néanmoins, progressivement à une meilleure compréhension des mécanismes de cette audition .

En 1930, JELLINEK et SCHEIBER montrent que le courant électrique transmis à une large électrode fixe, à distance de l'oreille, produit un son. (14)

Le seuil et l'intensité du son perçu sont proportionnels au voltage et à la surface de l'électrode ; mais le seuil est élevé et le maximum est à 35 - 40 dB .

Pour la première fois, une analyse des fréquences est faite :

- les sons ne sont perçus qu'à partir de 150 c/s,
- au-dessous de 2.000 c/s le deuxième harmonique prédomine,
- au-dessus de 5.000 c/s, c'est le fondamental qui est principalement perçu.

Au cours des années suivantes, quelques chercheurs s'attachent à la production d'un tel effet dans le conduit auditif externe et sur le promontoire .

Deux écoles vont ainsi s'opposer, l'une russe, l'autre américaine :

- En U.R.S.S., ANDREEF, GERNUSI, VOLOKHOV et PRAPOVA provoquent des sensations identiques en excitant le conduit auditif externe ou le promontoire. (15 à 19) Ils en concluent que la transduction se produit dans la cochlée .
- Aux Etats-Unis, en 1937, STEVENS crée le terme d'"effet électrophonique" pour ces phénomènes de transduction électromécanique avec production de son (20). Mais il ignore toujours le siège de la transduction .
- Quelques années plus tard, JONES, STEVENS et LURIE démontrent que l'effet électrophonique, provoqué dans le conduit auditif externe, naît localement d'une transduction électro acoustique (21). Mais, cependant, la stimulation électrique du promontoire provoque une sensation différente de celle produite à partir du conduit, contrairement à ce qu'avaient constaté les russes . Cela amène JONES et ses collaborateurs à imaginer un mécanisme supplémentaire expliqué par la théorie de "la membrane basilaire".

En 1953, FLOTTORP décrit une nouvelle technique de production d'effet électrophonique, par une électrode mobile sur l'oreille, qui améliore les résultats précédents (22). Mais, surtout, il tente de clarifier l'explication de l'effet électrophonique :

- Si les deux écoles s'opposent, c'est parce qu'elles obtiennent des résultats différents en stimulant le promontoire. FLOTTORP explique que l'utilisation, par chaque équipe, d'une électrode de type différent, peut justifier cette divergence entre leurs conclusions .
 - Dans tous les cas, le mécanisme de l'effet électrophonique est le même : le contact électrode - peau ou électrode - muqueuse joue le rôle d'un transducteur électromécanique dont les performances sont d'autant meilleures que l'électrode est plus près de l'oreille, tous les autres facteurs étant identiques par ailleurs .
-

B.- INTERPRÉTATION DES PHÉNOMÈNES OBSERVÉS

L'effet électrophonique de STEVENS a maintenant une explication précise (23). Ce phénomène peut s'analyser de la façon suivante :

L'extrémité de l'électrode et la face opposée de la peau agissent comme deux plaques d'un condensateur microphonique qui créent des vibrations acoustiques . Celles-ci sont transmises à la cochlée par conduction aérienne et osseuse . L'intégrité de la cochlée est donc impérative pour la perception d'un effet électrophonique .

L'utilisation d'un courant sinusoïdal donne une perception sonore de fréquence et d'intensité variables . Le seuil de sensibilité semble correspondre au seuil auditif conventionnel du sujet . Le seuil douloureux se situe à environ 40 dB . Les variations de la fréquence électrique entraînent des variations de la fréquence perçue, dont la bande s'étale de 150 Hz jusqu'aux limites supérieures d'acuité auditive de la cochlée étudiée (12 à 16.000 Hz). Cette fréquence correspond habituellement au deuxième harmonique de la fréquence de stimulation.

Le fondamental prédomine si un courant direct négatif est envoyé simultanément dans l'électrode. (23)

Au cours de cet historique, nous avons vu que tous les expérimentateurs stimulaient des cochlées normales. Ils provoquaient donc toujours un effet électrophonique. Mais celui-ci était-il le seul phénomène en jeu ? Ne pouvait-il pas y avoir une excitation directe du nerf acoustique ? Certains indices le laissent supposer :

En effet, les phénomènes annexes décrits pour de fortes intensités (7) (vertiges, contractions faciales) prouvent une diffusion du stimulus jusqu'aux structures nerveuses. De plus, lorsque,

au début du XXème siècle, ces expérimentateurs commencèrent à stimuler le promontoire, ils provoquaient sans doute une excitation du nerf cochléaire, puisque, comme nous allons le voir, une telle excitation chez un sourd total provoque une audition dont il est actuellement prouvé qu'elle est due à une stimulation du nerf .

LA PERIODE ACTUELLE

EXPERIENCES DE STIMULATION ELECTRIQUE

DES SEULES FORMATIONS NERVEUSES AUDITIVES PERIPHERIQUES

A.- LES PREMIERS TRAVAUX

Deux séries d'observations marquent, timidement, le début de l'époque moderne :

- En 1934, alors que s'établissait la querelle sur le faux problème du siège de l'effet électrophonique, ANDREEF et ses collaborateurs stimulaient le promontoire d'un blessé ayant une surdité de perception, dont on ne connaît d'ailleurs pas l'importance (15). Pour des fréquences de 1,5 c/s, le sujet entendait des bruits brefs séparés les uns des autres, qui se rapprochaient quand la fréquence augmentait, pour devenir un bourdonnement qui ne changeait pas de tonalité .

Il notait que l'intensité perçue augmentait très rapidement.

Dans l'interprétation de leurs résultats, les auteurs distinguaient mal l'excitation du nerf de l'effet électrophonique.

- En 1940, JONES et ses collaborateurs stimulaient les fenêtres ronde et ovale de 7 sujets sourds avec du courant sinusoïdal, et arrivaient aux mêmes conclusions que ANDREEF (21).

Ils notaient, de plus, une fatigabilité au bout de quelques secondes.

Pendant 17 ans, aucun autre travail n'est fait à ce sujet.

B.- LES TRAVAUX DE L'ECOLE FRANÇAISE

En 1957, une étape décisive est franchie : CH. EYRIES implante pour la première fois une électrode stimulatrice dans le nerf auditif, reliée à un microbobinage inclus à demeure, mis au point par A. DJOURNO, après deux années de recherches sur l'animal (1 - 2).

Cette implantation fut réalisée sur un homme cophotique, déjà opéré de cholestéatome bilatéral, chez qui devait être tentée une greffe de nerf facial .

L'appareillage fut inclus dans le muscle temporal, auquel il était relié par une électrode indifférente ; l'autre fil fut implanté dans le nerf sacculaire, facilement accessible .

Ce montage permit de stimuler le nerf à distance par un courant d'induction, grâce à une deuxième bobine placée contre la peau de la région temporale .

En utilisant un inducteur à circuit magnétique ouvert, ils obtenaient les résultats suivants :

- Pour des trains d'impulsions de 100 c/s ou un courant alternatif de 300 c/s, le sujet entendait un bruit comparé au cri du grillon ou à un sifflet à roulette selon que l'intensité était faible ou forte. Quand la fréquence augmentait, la sensation de bruit séparée avait tendance à se fondre en une tonalité aiguë. Pour des fréquences plus élevées, la tonalité restait aiguë, continue, sans caractère rythmique. La différenciation qualitative était presque nulle .

La parole pouvait être transmise par l'intermédiaire d'un microphone. Les voyelles n'étaient pas reconnues, mais perçues comme des intensités différentes d'une même tonalité . Pour les mots, les mêmes variations d'intensité étaient perçues comme des éclats rapprochés .

Après un entraînement, le patient était capable de reconnaître des mots simples : papa, maman, allo.

Il est important de noter que jamais le sujet n'a noté de perception désagréable .

Remarquable par sa hardiesse et son esprit novateur, le travail de DJOURNO et EYRIES a constitué un tournant dans l'ensemble de ces travaux : c'est la réhabilitation des surdités totales qui se trouvait visée .

Une seconde implantation, faite par DJOURNO et MASPETIOL, est rapportée par ZOLLNER (3). L'électrode était implantée dans la cochlée par la fenêtre ronde .

ZOLLNER eut l'occasion de constater, cinq ans plus tard, que l'appareillage était toujours bien supporté et fonctionnait normalement dans les deux cas . Bien que la discrimination du langage eût été un échec, les sujets disaient être aidés dans la lecture labiale. De plus, ils n'étaient plus soumis au silence total si difficilement supporté .

A la suite de ces implantations, DJOURNO et VALLANCIEN (4), en 1958, proposaient de vérifier l'intégrité du nerf cochléaire avant implantation, en stimulant le promontoire, comme l'avaient fait avant eux ANDREEF et collaborateurs. Ils utilisaient du courant alternatif conduit par une électrode monopolaire transtympanique . Les sourds totaux, chez qui les tentatives de production d'effet électronique, par les méthodes classiques, échouaient, percevaient des sensations sonores prouvant, selon les auteurs, l'intégrité du nerf .

Nous sommes, pour notre part, totalement d'accord avec leurs conclusions .

Ces trois travaux eurent un résultat précis : la confirmation contrôlable de l'audition chez un sourd total par une telle stimulation. Les tentatives de réhabilitation des surdités sensorielles complètes devenaient parfaitement justifiées .

Comme nous allons le voir, l'esprit des expériences actuelles est le même que celui qui présidait aux travaux d'il y a dix-sept ans.

C.- LES TRAVAUX DE DOYLE (24)

Cet auteur publie en 1964 les résultats obtenus en stimulant la fenêtre ronde de 14 sourds par des impulsions rectangulaires .

Pour un courant de 400 c/s, une sensation de fréquence est perçue.

A partir de 1.000 c/s, la perception est un bruit. Cette constatation lui permet d'affirmer l'intégrité du nerf .

Mais l'analyse de ces faits est en contradiction avec toutes les théories de la physiologie connues en 1964 et précisées depuis . DOYLE conclut, en effet, à tort, que les fibres cochléaires n'ont aucune spécificité, la disparition de la discrimination de fréquence à partir de 1.000 c/ s étant due aux variations du temps réfractaire absolu de chaque fibre nerveuse. De plus, nous sommes étonnés qu'il ait obtenu une discrimination des fréquences jusqu'à 1.000 c/s. Nous verrons plus loin pourquoi ce phénomène nous étonne et comment nous l'expliquons .

Puis DOYLE, à la suite de ces 14 stimulations, tenta le même type d'expériences que DJOURNO et MASPETIOL, avec un appareillage à demeure. L'électrode monopolaire active était introduite dans la cochlée par un trou fait entre la fenêtre ronde et la fenêtre ovale.

Les signaux sonores, transformés par un microphone, étaient surimposés à des impulsions rectangulaires de courant envoyées par une source d'énergie à transistors .

Les résultats furent identiques à ceux des français : la lecture labiale était facilitée par les variations d'intensité .

DOYLE eut alors l'idée, pour la première fois, d'implanter plusieurs électrodes. Quatre électrodes furent introduites dans quatre régions différentes de la cochlée. Il espérait obtenir une

discrimination des fréquences en stimulant chaque électrode à 600 c/s avec des différences de phase. Cet appareillage, selon l'auteur, permit au patient de mieux comprendre la parole et de répéter des phrases. D'autre part, l'excitation de chaque électrode, séparément, donnait chaque fois au sujet la même impression sonore. DOYLE en déduisit que les fibres nerveuses n'avaient aucune spécificité .

Les connaissances actuelles de la neurophysiologie de l'audition sont à l'opposé de cette conclusion . Nous comprenons mal comment le patient pouvait discriminer des fréquences avec cet appareillage dans de telles conditions .

D.- LES TRAVAUX DE WALLOCH (25)

WALLOCH et ses collaborateurs, en 1973, étudient la fonction du nerf cochléaire par le recueil de potentiels auditifs évoqués chez le cobaye .

Ce potentiel évoqué, obtenu en réponse à un stimulus électrique transmis dans la cochlée par électrode bipolaire, est identique à celui recueilli après stimulation acoustique .

Après destruction cochléaire par traumatisme sonore, le potentiel évoqué auditif est obtenu de la même façon, mais les réponses le sont pour des fréquences allant de 100 à 3000 c/s, alors qu'avant destruction, elles l'étaient jusqu'à 15.000 c/s.

Après destruction de 90 % des fibres du ganglion spiral par drogue ototoxique, un potentiel évoqué est enregistré, mais les seuils sont plus élevés .

A la suite de ces travaux sur l'animal, WALLOCH implanta une électrode au contact de la fenêtre ronde chez deux hommes à audition normale. Ceux-ci perçurent des sons de hauteur variable pour des fréquences de stimulation de 4.000 à 10.000 c/s. Les auteurs pensaient avoir obtenu une discrimination des fréquences par excitation directe du nerf . Leurs résultats nous semblent contestables quant à leur interprétation. En effet, chez l'homme ou le cobaye à audition normale, le courant crée un effet électrophonique. C'est celui-ci et non la seule excitation directe du nerf qui est à l'origine du potentiel évoqué auditif .

C'est ce même effet électrophonique qui est sans doute responsable d'une réponse jusqu'à 3.000 c/s après destruction supposée de la cochlée, l'explication manifeste étant que la destruction de la cochlée n'est pas complète et que subsistent, dans le cas considéré, les cellules de l'apex . En effet, s'il s'agissait, non d'un effet électrophonique, mais d'une excitation directe du nerf, pourquoi ne se produirait-elle pas au-delà de 3.000 c/s?

E.- LES TRAVAUX DE SIMMONS

SIMMONS sera le seul, après DJOURNO et EYRIES, à stimuler le nerf acoustique chez l'homme en implantant l'électrode au sein même des fibres nerveuses .

En 1962, au cours d'une intervention chirurgicale sur la fosse postérieure sous anesthésie locale, chez un jeune homme, il stimulait le tronc du nerf acoustique au moyen d'une électrode bipolaire (25). Le patient avait été rapidement préparé à cette expérience. Les résultats furent les suivants :

- les impulsions rectangulaires de courant n'étaient pas perçues au-dessous de 20 c/s.
- de 20 à 900 c/s, le sujet entendait un son dont il distinguait les fréquences : autour de 850 c/s, le seuil différentiel n'était que de 5 c/s.
- entre 1.000 et 3.500 c/s, la discrimination était possible, mais difficile, le patient ne pouvant distinguer les modifications de fréquence que si elles étaient faites pendant la stimulation .
- au-dessus de 3500-4000 c/s, le son était perçu sans variation de fréquence. L'intensité perçue croissait très vite avec l'augmentation de l'intensité électrique.

Comment interpréter ces résultats ? Il est important de noter que l'audition du patient était presque normale. Nous pensons, comme SIMMONS, que l'effet électrophonique n'était pas en jeu car les caractéristiques des fréquences et des intensités perçues n'avaient aucun rapport avec celles obtenues par effet électrophonique. En fait, la discrimination fréquentielle, au cours de cette expérimentation, est assez difficile à expliquer .

En 1966, SIMMONS réalise un travail très complet sur l'implantation durable des électrodes (23). Il place six électrodes dans le nerf cochléaire, au niveau de la columelle cochléaire, chez un sourd complet. Elles sont reliées à l'extérieur par un connecteur transcutané. Pendant dix-huit mois, SIMMONS étudie les réponses qu'offre un tel appareillage et fait les constatations suivantes :

- Il est possible d'exciter des petits groupes de fibres, sans qu'il ne se produise d'interaction entre eux, en utilisant des courants de faible intensité. Mais des courants plus forts provoquent des interactions; des stimulations encore plus intenses peuvent se propager très loin, atteignant le nerf facial.
- Le seuil de perception auditive est obtenu pour une énergie de 0,015 mcoul/p.
- L'excitation monopolaire doit être moindre que l'excitation bipolaire pour une perception de même intensité.
- L'intensité du son perçu augmente progressivement, mais rapidement, quand l'intensité du courant augmente.
- Une stimulation électrique provoque une perception sonore, même si elle est prolongée.
- Une discrimination des fréquences est observée entre 100 c/s et quelques Ko/s.
- Les stimuli acoustiques complexes, tels que la parole, ne provoquent sur une électrode que des variations d'amplitude. Ainsi les phonèmes ne sont pas reconnaissables.
- Après 8 mois, la résistance à travers les tissus atteint dix fois sa valeur du début.

Cette expérimentation est très importante d'un point de vue historique, car SIMMONS est le seul, avant nous, à avoir pu obtenir une discrimination véritable des fréquences. Celle-ci s'explique

par l'implantation d'électrodes dans des groupes différents de fibres nerveuses . Mais la disposition, un peu hasardeuse, des électrodes, ne permet pas de choisir les fréquences utiles. De plus, l'auteur constate une augmentation progressive de la résistance ; peut-être est-elle due à une détérioration des fibres nerveuses expliquée par le contact direct avec les électrodes .

En 1972, SIMMONS compare les effets des stimulations électriques et acoustiques chez le chat à appareil auditif normal (26). Des électrodes sont mises sur la fenêtre ronde, dans la rampe tympanique et dans la columelle cochléaire . Ces trois électrodes sont tantôt stimulatrices, tantôt enregistreuses .

Une 4ème électrode enregistreuse est implantée dans le tubercule quadrijumeau postérieur .

En stimulant la fenêtre ronde ou la rampe tympanique, SIMMONS obtient un effet électrophonique évident. Ce n'est qu'avec de fortes intensités que les résultats deviennent identiques à ceux obtenus avec l'électrode columellaire. Cela est confirmé par les réponses, enregistrées dans le tubercule quadrijumeau postérieur, dont la latence est plus grande pour les électrodes cochléaires que pour l'électrode columellaire, à de faibles intensités. La latence des réponses diminue pour des intensités plus fortes, et devient égale à celle obtenue en stimulant l'électrode columellaire .

SIMMONS démontre ainsi que la stimulation électrique de la cochlée est moins efficace que l'excitation directe du nerf ; cependant cette expérience faite sur des animaux à cochlée normale devrait être confirmée chez le sourd. Cette moindre efficacité peut s'expliquer par la difficulté à stimuler efficacement des fibres non myélinisées, et par la diminution probable d'excitabilité du nerf en raison des modifications physiologiques du milieu, notamment des liquides endocochléaires, dues au traumatisme chirurgical .

L'auteur postule enfin qu'une stimulation intracochléaire excitera de nombreuses fibres nerveuses par diffusion du courant électrique le long des lignes de moindre résistance .

Ainsi ce travail expérimental de SIMMONS, même s'il manque de rigueur scientifique, en raison de l'absence de vérification des résultats sur un animal sourd, a le mérite de montrer que l'excitation électrique des terminaisons nerveuses dans la cochlée, donc à distance, est presque aussi efficace que la stimulation faite dans le nerf lui-même .

F.- LES TRAVAUX DE KIANG ET MOXON

En 1972, KIANG et MOXON font un travail expérimental sur le chat.

Leur méthode consiste à exciter électriquement le promontoire et à recueillir, à l'aide de microélectrodes, les potentiels d'action sur différentes fibres isolées du nerf cochléaire .

Ces recherches menées avec beaucoup de rigueur sont riches d'enseignement. Elles comparent les résultats obtenus après excitation physiologique et excitation électrique de la cochlée. Leur étude permet de se faire une idée assez précise du comportement des différentes fibres selon l'intensité et la fréquence du stimulus.

Une fois examinés, plus loin, les aspects purement physiologiques de l'audition, nous reviendrons sur l'enseignement tiré par les auteurs de leurs constatations .

G.- LES TRAVAUX DE MICHELSON, MERZENICH

ET COLLABORATEURS

Entre 1971 et 1973, après avoir constaté chez le cobaye que des électrodes intracochléaires ne provoquaient pas de dégénérescence nerveuse, deux ans et demi après leur mise en place, MICHELSON et MERZENICH décidèrent de stimuler la cochlée humaine de la même manière. Ils introduisirent l'électrode dans la rampe tympanique de six sourds et ne la laissèrent en place que pendant le temps nécessaire à la stimulation. Parmi eux, deux entendaient un simple bruit lors de la stimulation; les quatre autres entendaient et discriminaient les fréquences (29-30).

Nous pouvons nous demander pourquoi une telle différence entre les deux séries de patients. Les auteurs ne semblent pas avoir soulevé ce problème.

Ces quatre patients furent sélectionnés pour recevoir une électrode durable quelques mois plus tard. (31) Le montage était le suivant :

- une électrode bipolaire, enrobée de silastic, passant par la fenêtre ronde, épouse étroitement la rampe tympanique et se prolonge jusqu'à la moitié du premier tour de spire.
- un récepteur de radio fréquence est inclus dans la mastoïde.
- une antenne de transmission est placée sur la peau en regard du récepteur.

Sur cette antenne sont branchés, soit un stimulus électrique de type sinusoïdal, soit un microphone.

Les résultats des stimulations montrent que les sujets entendaient un bourdonnement en dessous de 100 c/s, jusqu'à une fréquence différente selon les sujets et dont les maxima variaient de 150 à 450 c/s environ ; la sensation devenait alors un "son" dont le sujet percevait la variation de hauteur jusqu'à une fréquence de stimulus de 900 c/s environ. De 900 à 10.000 c/s environ, aucune modification de hauteur n'était perçue ; au-delà de 10.000 c/s, c'est la perception même du son qui disparaissait .

Parmi ces résultats, celui qui nous surprend est la perception des changements de hauteur jusqu'à 900 c/s ; nous verrons comment l'interpréter .

En 1973, MERZENICH publiait une série d'expériences sur le chat, où il comparait les effets des stimuli acoustiques sur une oreille normale, et des stimuli électriques sur une oreille assourdie, en enregistrant les réponses dans le tubercule quadrijumeau postérieur. (32)

Les résultats confirment ceux de KIANG (28).

H4- LES TRAVAUX DE W. HOUSE

W. HOUSE, en 1961, tenta d'implanter sans succès, en raison d'un rejet du matériel, cinq électrodes intracochléaires par la fenêtre ronde .

En 1969, trois nouvelles tentatives étaient faites . HOUSE sélectionnait les patients de la même façon que l'avaient proposé DJOURNO et VALLANCIEN (4) en stimulant le promontoire . Il remarqua que la réponse, dans les surdités sensorielles, était obtenue pour des impulsions rectangulaires de 30 à 120 c/s, alors que les sujets à audition normale percevaient des impulsions entre 250 et 4.000 c/s. La technique de cette implantation était la suivante :

- Cinq électrodes étaient mises en place, par la fenêtre ronde, dans la rampe tympanique à des distances variables.

Ces électrodes étaient reliées à un connecteur transcutané.

Un seul des sujets permit une étude prolongée. Pendant trois ans, ses réponses furent analysées. Il faut noter qu'elles ne subirent aucune modification pendant toute cette période.

HOUSE remarqua deux phénomènes :

- les sons perçus étaient d'autant plus aigus que l'électrode était plus près de la fenêtre ronde ;
- quelques réponses étaient obtenues entre 10.000 et 20.000 c/s, mais que le patient ne parvenait pas à décrire . Lorsque le signal était fourni à une intensité infraliminale, le sujet devenait capable de reconnaître la fréquence d'un deuxième stimulus de 1000 c/s envoyé par un autre canal, alors qu'il en était incapable sans cette "sensibilisation".

Dans un deuxième temps, HOUSE et ses collaborateurs conçurent et réalisèrent un appareillage miniaturisé permettant de transmettre à distance et de transformer le message sonore .

Cependant, la perception était identique pour chaque électrode : les variations d'intensité donnaient un confort que le sujet jugeait très notable . Mais, là non plus, les discriminations de fréquence n'étaient pas réellement perçues .

HOUSE estima, alors, que l'implantation de plusieurs électrodes était inutile dans ces conditions .

Trois autres implantations furent faites depuis, utilisant une seule électrode, avec les mêmes résultats .

Voici résumées sous forme de tableau les tentatives de réhabilitation des surdités totales par implantation d'électrodes intracochléaires :

AUTEURS	Nombre de malades	Nombre et type des électrodes :	Siège d'implant.	Type d'appareillage implanté
EYRIES DJOURNO	1	1 Monopolaire	Nerf sacculaire	Bobine d'induction
MASPETIOL DJOURNO	1	1 Monopolaire	Cochlée	"
DOYLE	1	1 Monopolaire	"	"
"	1	4 Monopolaires	"	"
SIMMONS	1	6 Monopolaire	Nerf cochléaire dans la columelle	Connecteur transcutané
MICHELSON	4	1 Bipolaire	Cochlée	Récepteur Radio
HCUSE	3	5 Monopolaire	"	Connecteur transcutané
"	3	1 Monopolaire	"	Bobine d'induction

Il faut remarquer que l'aide apportée aux patients dans tous les cas a été appréciable mais insuffisante malgré l'enthousiasme que manifestaient certains auteurs. L'écueil rencontré dans tous les cas, à l'exception de celui de SIMMONS, réside dans l'impossibilité de faire entendre des sons de hauteur différente au-delà d'une certaine fréquence, d'ailleurs estimée différemment selon les travaux. Le seul succès est obtenu par SIMMONS qui, lui, est arrivé à stimuler certaines fibres sans diffusion à l'ensemble du nerf cochléaire .

AUTRES ASPECTS DE L'AUDITION PAR STIMULATION ELECTRIQUE

En dehors de la stimulation du nerf cochléaire, que nous venons de voir, d'autres tentatives ont été faites pour obtenir une audition en excitant le tronc cérébral, le cortex cérébral et quelques nerfs périphériques .

- En 1964, SIMMONS, pendant l'intervention chirurgicale au cours de laquelle il stimula le tronc du nerf cochléaire d'un homme, tenta, en vain, de provoquer une perception sonore par excitation répétée du tubercule quadrijumeau postérieur. (26)

- Plus efficaces sont les stimulations du cortex cérébral .

En 1973, DOBELLE (34) fait une revue complète des stimulations électriques du cortex auditif (35 à 37) . Celles-ci provoquent des sensations sonores qu'il appelle "audènes" par analogie avec les "phosphènes" produites sur le cortex visuel et connues depuis longtemps (38). L'auteur discute les modalités d'excitation du gyrus de HESCHL, et propose un modèle d'appareillage électrique, après avoir stimulé 8 patients sourds au cours d'une intervention sur la région fronto-pariéto-temporale .

- Quelques chercheurs ont constaté, par hasard, que la stimulation de la corde du tympan ou du nerf de JACOBSON pouvait provoquer des sensations auditives .

En 1952, ROSEN, en excitant la corde du tympan, entraîne une perception de bourdonnement (39-40). Peut-être s'agit-il là d'un effet électrophonique .

Plus rigoureux est le travail de MICHEL, LEMARCHAND et PIAGET (41). Ces auteurs constatent que la stimulation électrique du nerf de Jacobson, par impulsions rectangulaires, provoque une sensation sonore comparée à un bourdonnement, la fréquence de stimulation variant de 20 à 250 c/s environ .

Ils tentent d'expliquer ce phénomène par une action possible du nerf de Jacobson sur les centres auditifs, après avoir éliminé formellement un effet électrophonique. Il est difficile de juger une telle expérimentation, car ce travail est tout à fait isolé .

RAPPEL ANATOMIQUE

et

HISTOLOGIQUE

1° - La cochlée est un organe dont l'abord chirurgical est très rare. Autrefois, on l'ouvrait pour drainer une labyrinthite. Aujourd'hui, on l'ouvre encore parfois pour aborder le conduit auditif interne. Il s'agit toujours pour la cochlée d'un geste destructeur.

Notre technique d'implantation d'électrode intra - cochléaire nécessite tout au contraire un abord chirurgical précis, aussi conservateur que possible. C'est la raison pour laquelle nous reprendrons en détail, dans un premier chapitre, l'anatomie descriptive et topographique du limaçon osseux, inspirée du remarquable Atlas de L. GIRARD (42). (Figures 1 à 6)

2° - Le deuxième chapitre sera un rappel de l'innervation de la cochlée, suivi de notions d'histopathologie après section nerveuse ou destruction des cellules sensorielles . (Figures 7 à 11).

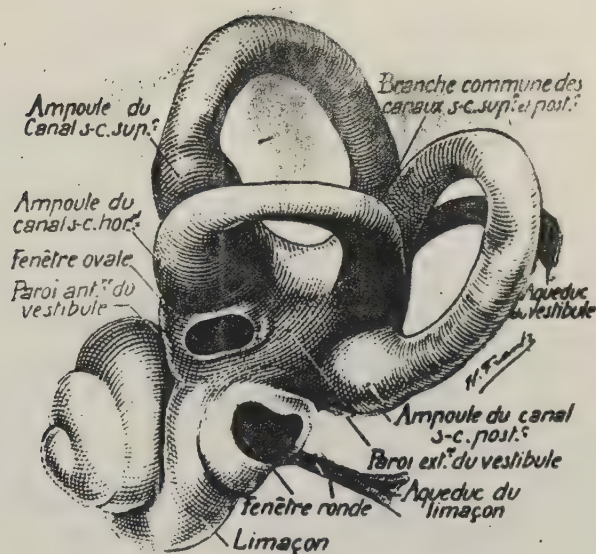


FIG.1

LE LABYRINTHE OSSEUX

Côté gauche ; l'organe est en position ortho-vestibulaire; il est vu suivant l'axe transversal du crâne, mais un peu de bas en haut et légèrement d'arrière en avant .

(d'après CIRARD) (42)

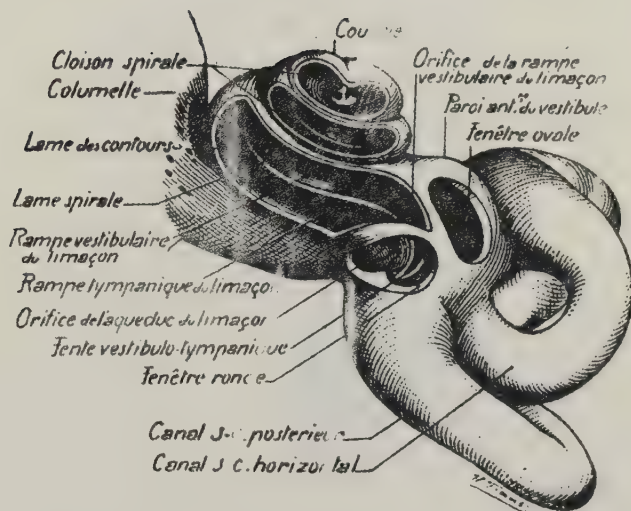


FIG. 2

STRUCTURE INTERNE DU LIMACON

Côté gauche

(d'après GIRARD) (42)

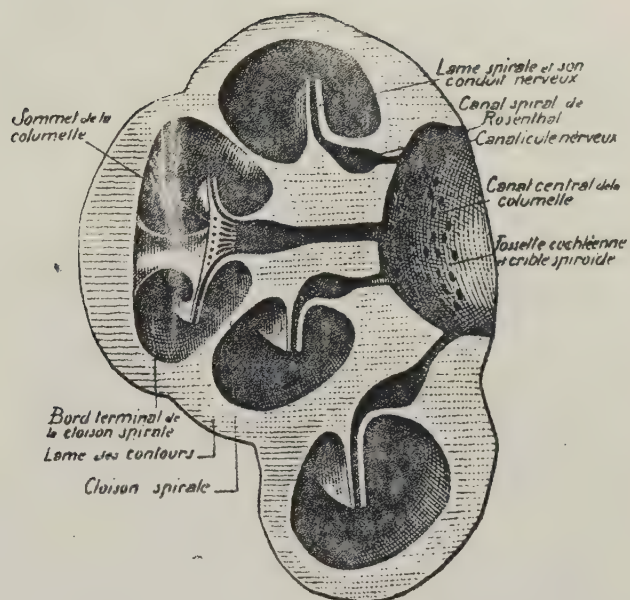


FIG. 3

COÛPE DU LIMACON SUIVANT L'AXE DE LA COLUMELLE

(d'après GIRARD) (42)

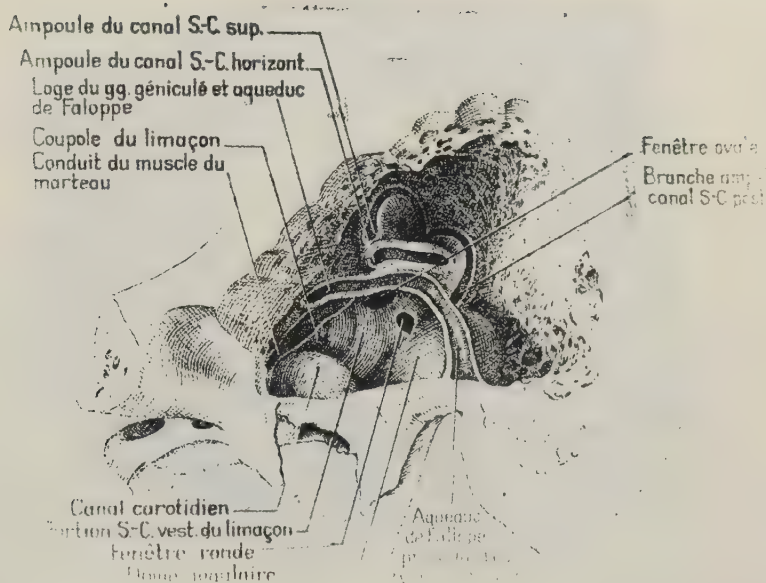


FIG.4

LE LABYRINTHE OSSEUX DANS UN ROCHER ETROIT

Côté gauche

(d'après GIRARD) (42)

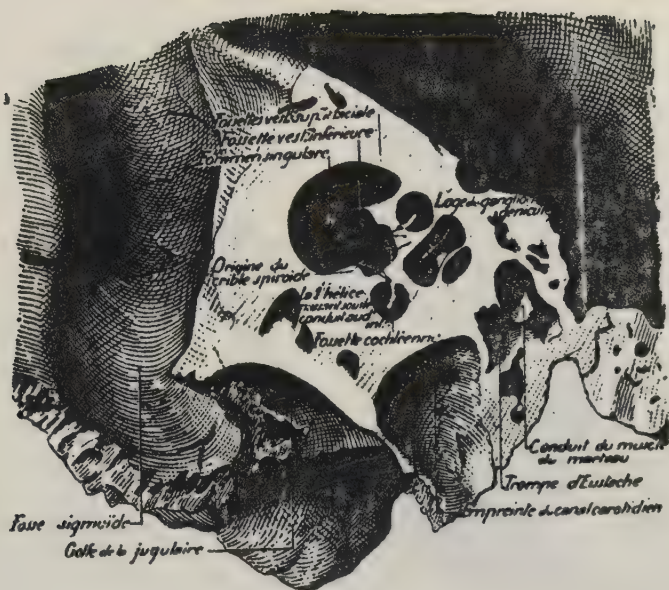


FIG. 5

RAPPORTS DU LIMACON AVEC LE CONDUIT AUDITIF
INTERNE, LE GANGLION GENICULE ET LE CANAL
CAROTIDIEN

Côté droit - Coupe verticale et transversale
passant par la fossette cochléenne.

(D'après GIRARD)



FIG. 6

RAPPORT DU PREMIER TOUR DE SPIRE DU LIMACON AVEC LE CONDUIT
AUDITIF INTERNE, LA PREMIERE PORTION DE L'AQUEDUC DE FALLOPE,
LA LOGE DU GANGLION GENICULE, ET LA GOUTTIERE DES NERFS

PETREUX SUPERFICIELS

Côté droit - Coupe horizontale vue de haut en bas .

(d'après GIRARD) (42)

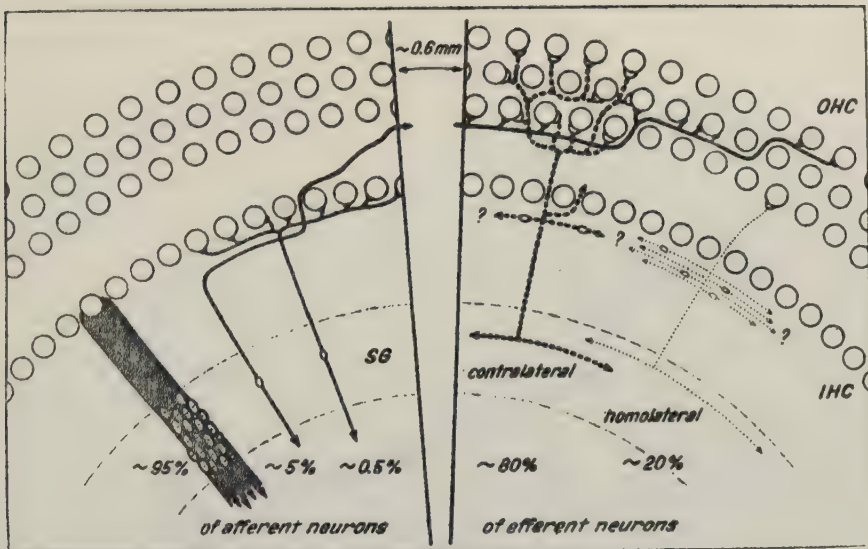


FIG. 7

SCHEMA DE L'INNERVATION DE L'ORGANE DE CORTI AVEC LES DIFFERENTS
TYPES DE NEURONES.

A gauche : les neurones afférents ;

A droite : les neurones efférents avec leurs pourcentages
respectifs (d'après SPOENDELIN - 43) - Arch. Klin.
exp. O.N.H. 200 , 275-291 (1971)

S G : ganglion spiral

IHC : cellules ciliées internes

OHC : cellules ciliées externes

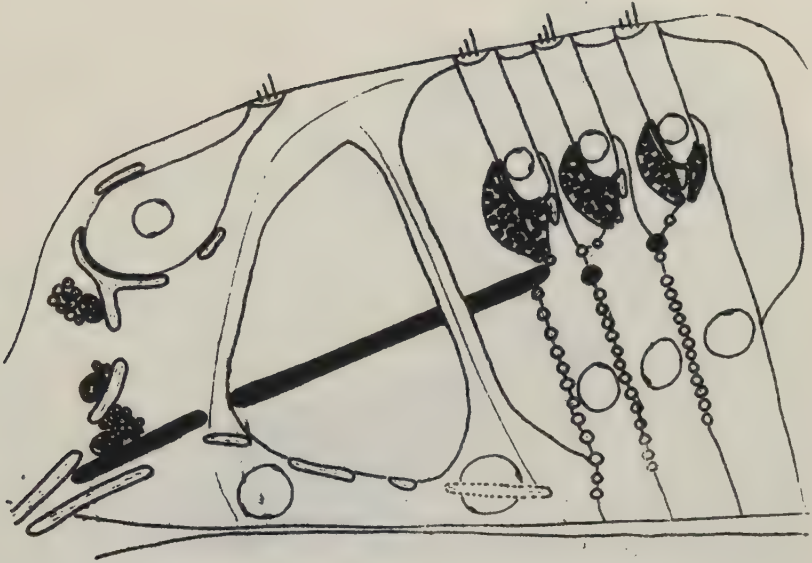
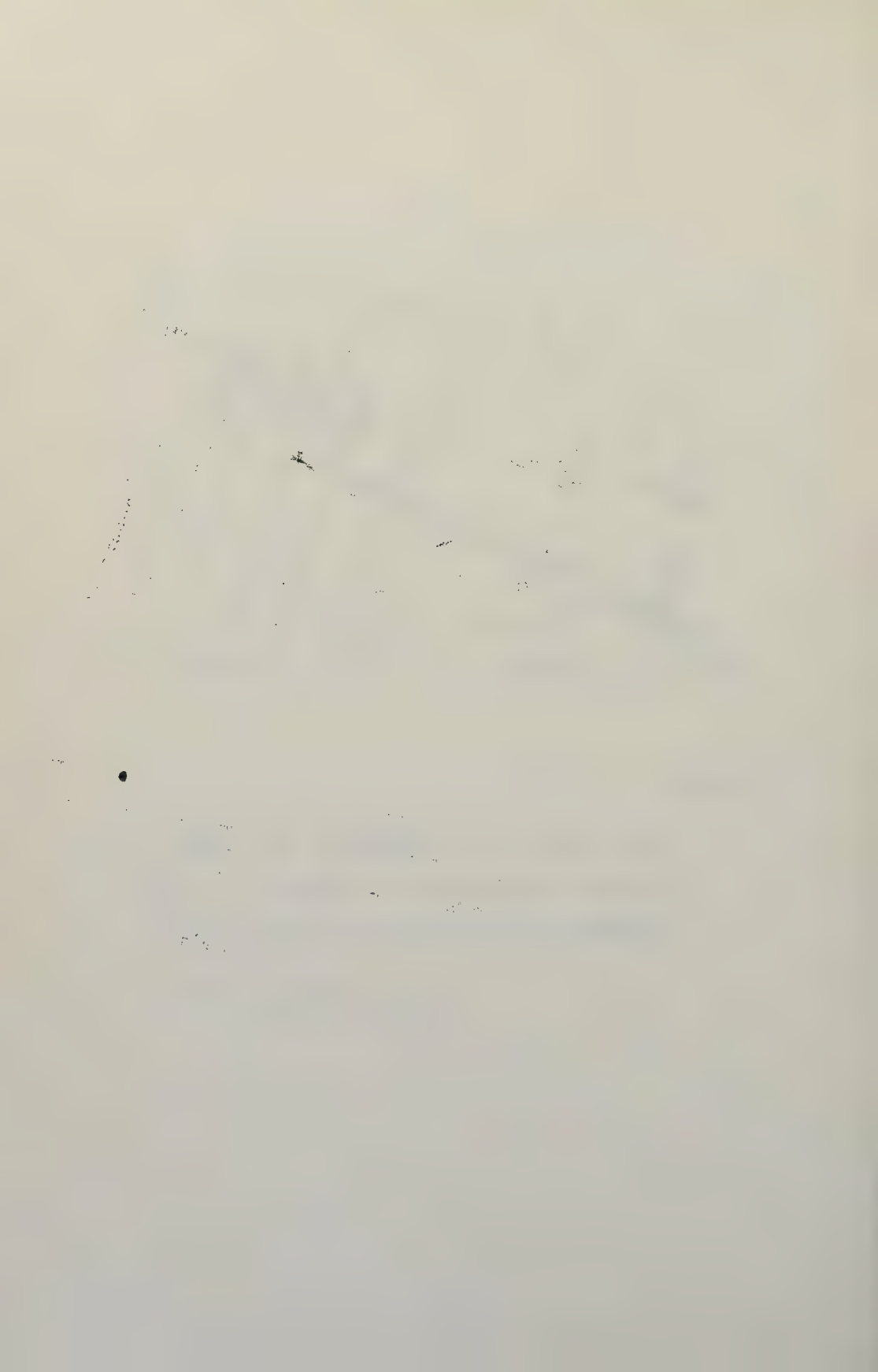


FIG.8

SCHEMA MONTRANT LES TERMINAISONS DES FIBRES
EFFERENTES (traits épais) ET L'ORIGINE DES FIBRES
AFFERENTES (traits fins) DANS L'ORGANE DE CORTI

(d'après SPOENDLIN) (43)



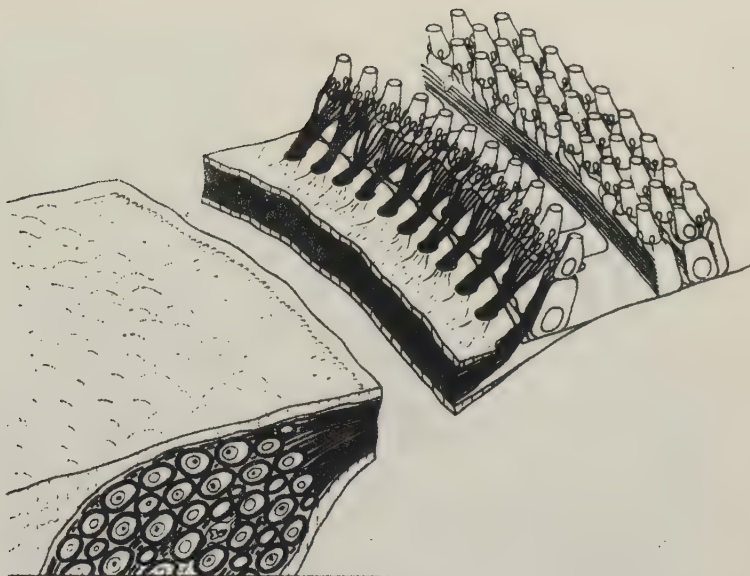


FIG. 9

SCHEMA DE L'INNERVATION AFFERENTE DE L'ORGANE
DE CORTI

On note la richesse de l'innervation des cellules
ciliées internes .

(D'après SPOENDLIN) (44)

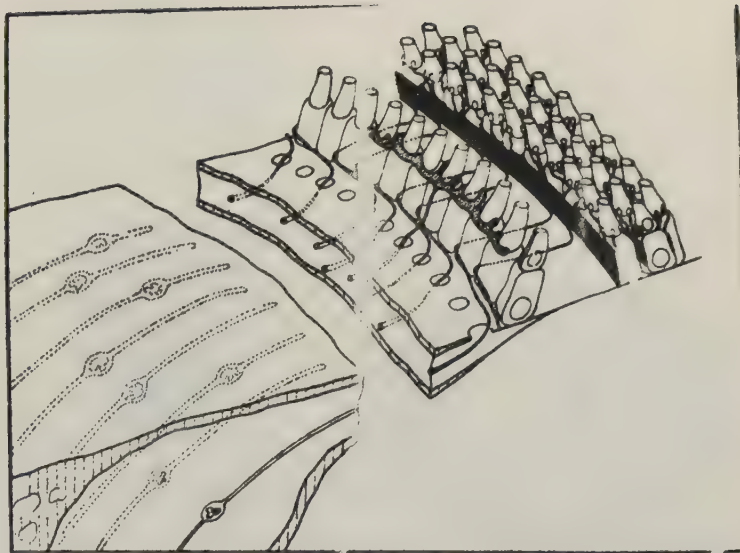


FIG. 10

SCHEMA DE L'INNERVATION AFFERENTE DE L'ORGANE
DE CORTI PAR LES CELLULES ~~DE~~ TYPE II, APRES
DEGENERESCENCE DES CELLULES DE TYPE I.

(D'après SPOENDLIN) (44)

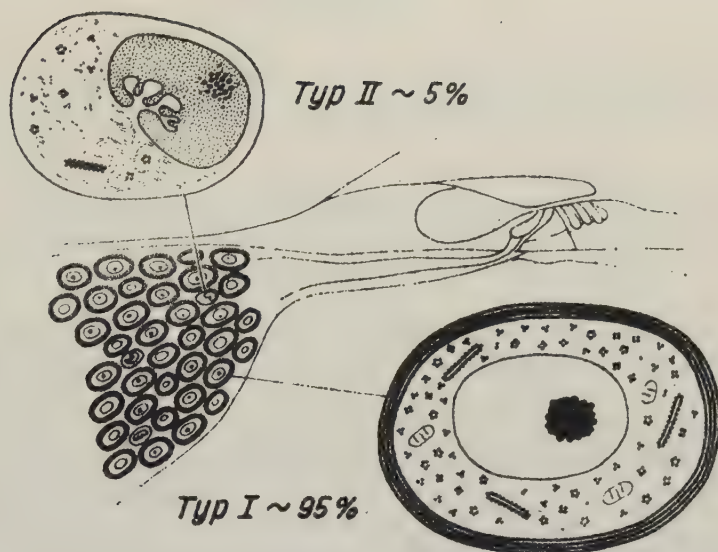


FIG. 11

SCHEMA DES DEUX TYPES DE CELLULES NERVEUSES
DU GANGLION DE CORTI ET LEUR POURCENTAGE RELATIF

(D'après SPOENDLIN) (44)

ANATOMIE DU LIMAÇON OSSEUX

Le limaçon ou cochlée est une formation osseuse intrapétreuse située en avant, en bas et en dedans des autres structures labyrinthiques .

Il est constitué d'un tube osseux creux, long de 30 mm de diamètre décroissant de 2 mm à sa base, à 1 mm à sa coupole. Il est enroulé sur lui-même en hélice sur deux tours $1\frac{1}{2}$ environ .

Il peut être parfaitement comparé à un coquillage : sa forme est conique, avec des faces bombées, possédant une ouverture : la fenêtre ronde.

Sa base est ouverte dans le vestibule ; son sommet arrondi se termine en cul-de-sac.

La base de ce cône mesure 9 à 10 mm dans son plus grand diamètre, 7 à 8 mm dans son diamètre vertical. Le cône a 3 à 5 mm de haut selon les auteurs .

L'espace circonscrit par l'enroulement des deux premières spires est comblé d'os poreux de forme conoïde, appelé columelle. Celle-ci mesure 3 mm de haut, 4 mm de diamètre à sa base, 0,5 mm de diamètre à son sommet .

ORIENTATION DE LA COCHLÉE

L'axe de la cochlée, qui est aussi celui de la columelle, est orienté d'arrière en avant, de dedans en dehors, et de haut en bas, la base de la cochlée étant en arrière, et la coupole en avant.

L'axe de chaque tour de spire est perpendiculaire à celui de la columelle. Il est ainsi dans un plan général vertical, légèrement incliné de haut en bas, et d'avant en arrière, presque parallèle à l'axe du rocher.

ORIENTATION DU TUBE COCHLEAIRE

Il a un parcours non enroulé de 5-6 mm de long. Les 3-4 premiers millimètres, naissant du vestibule, se dirigent vers le bas. Puis le tube s'enfonce en dedans et en avant .

L'enroulement commence alors, dans le sens horaire à gauche, dans le sens anti-horaire à droite .

Le deuxième tour est en avant du premier, dans lequel il s'emboîte partiellement ; la cloison commune ainsi formée s'appelle cloison spirale .

Le troisième tour est incomplet ; il ne forme le plus souvent qu'un demi-tour, parfois plus, rarement moins .

RAPPORTS DU TUBE COCHLEAIRE

Nous étudierons ceux-ci en suivant l'enroulement du tube cochléaire .

Les 3-4 premiers millimètres sont sous la fenêtre ovale du vestibule, correspondant à la moitié supérieure du promontoire.

La fin de la portion non enroulée s'enfonce sous le conduit auditif interne, qu'il longe obliquement jusque sous la fossette cochléenne .

Dans cette partie, il repose sur le dos du canal carotidien horizontal immédiatement en avant de son coude . Le canal carotidien a une position variable : superficiel dans les rochers étroits, il est alors sur le même plan vertical que le promontoire ; profond dans les rochers larges, sa face externe peut être à 5 mm en dedans du promontoire. Le repère du canal carotidien est donné par la fenêtre ovale : il est en-dessous et légèrement en avant du bord antérieur de la fenêtre ovale à une distance variant entre 5 et 9 mm, selon le volume du rocher .

De plus, le contact entre le bord supérieur du canal carotidien et le canal cochléaire est variable : discret dans les rochers larges, il est intime dans les rochers étroits.

Le tube passe alors en avant de l'extrémité interne du conduit auditif interne jusqu'au niveau de son toit .

Ces rapports avec le plancher, puis la face antérieure du conduit auditif interne, sont étroits. On y trouve le crible spiroïde ou base de la columelle, qui décrit une spire et demie.

La partie supérieure du premier tour est en avant du canal semi-circulaire supérieur, séparé de lui par la première portion du canal de Fallope concavé en avant et dedans .

La partie descendante du premier tour est en dedans de la moitié antérieure du promontoire, derrière une corticale épaisse de 1 mm. A ce niveau, la largeur de ce tour d'hélice est égale à la longueur de la fenêtre ovale .

La jonction du premier et du deuxième tour se fait en regard du bec de cuiller .

La partie déclive du début du deuxième tour et sa partie inférieure sont au-dessus du canal carotidien horizontal, en dedans de la face interne de la trompe d'Eustache .

La partie ascendante ou interne du deuxième tour est en rapport avec l'apex pétreux.

La partie supérieure du 2ème tour est en dessous de la fossette du ganglion géniculé, débordant en dedans d'elle. Elle est située plus profondément que la partie correspondante du premier tour .

La fin du 2ème tour est en rapport en dehors avec le début de la 2ème portion du canal de Fallope .

Le 3ème tour commence au niveau de la gouttière du muscle du marteau.

Sa partie inférieure n'entre en contact avec le canal carotidien que dans les rochers étroits .

La fin du 3ème tour, incomplet, est en rapport :

- . en dehors avec le conduit du muscle du marteau,
- . en haut et en dedans, mais plus à distance, avec la fossette du ganglion géniculé et avec l'origine des nerfs pétreux .

LE CONTENU DU TUBE COCHLEAIRE

Une cloison ostéo-membraneuse hélicoïdale, perpendiculaire à l'axe de la columelle, s'étend du vestibule à la coupole. Cette cloison est osseuse en dedans : c'est la lame spirale, dont le bord périphérique possède de nombreux orifices appelés habenula perforata. Elle est membraneuse en dehors : c'est la membrane basilaire .

Elle divise le canal cochléaire en deux canaux semi-cylindriques : la rampe tympanique et la rampe vestibulaire qui ne communiquent entre elles que sous la coupole, au niveau de l'hélicotréma .

La rampe tympanique s'étend de la fenêtre ronde à l'hélicotréma. Elle est en arrière et en dedans de la lame spirale. La rampe vestibulaire s'étend de l'orifice vestibulaire de la cochlée à l'hélicotréma, où elle communique avec la rampe tympanique . La rampe vestibulaire est en avant et en dehors de la rampe tympanique .

Elle contient d'une part le canal cochléaire, individualisé par la membrane de REISSNER, et, d'autre part, l'organe de CORTI, organe neuro-sensoriel .

L'organe de CORTI repose sur la membrane basilaire . Il comprend :

- une rangée de cellules sensorielles internes et trois rangées de cellules sensorielles externes ;
- la membrane tectoria, qui repose sur les cils des cellules sensorielles ;
- les cellules de soutien .

EN CONCLUSION :

L'abord chirurgical de la cochlée peut se faire de deux façons :

- par la caisse :

- . abord du tour basal de la 1ère spire,
- . de la fin du 1^{er} tour,
- . de la quasi totalité du 2ème tour ,
- . de la coupole.

- par une voie sus-pétreuse :

- . abord du 1er tour de spire dans sa deuxième moitié.

Dans toutes les spires, la rampe vestibulaire est en avant de la rampe tympanique.

INNERVATION DE LA COCHLÉE.

La cochlée est innervée par deux sortes de fibres : afférentes et efférentes .

1° - LES FIBRES AFFERENTES OU SENSORIELLES

Les travaux modernes tendent à démontrer la dualité des fibres afférentes, correspondant aux deux types de cellules ciliées : externe et interne .

- Afférences des cellules ciliées externes :

Le rameau nerveux naît au contact de la face périphérique des cellules sensorielles (43).

Cette extrémité est petite, pauvre en inclusions. La partie correspondante de la membrane de la cellule ciliée ne présente aucune structure particulière visible en microscopie électronique .

Dix rameaux nerveux, venant de dix cellules voisines, se réunissent pour former la fibre nerveuse proprement dite .

Par leur trajet spiral, inférieur à 0,6 mm pour chacune d'entre elles, ces fibres vont constituer le plexus spiral externe qui chemine entre les cellules de soutien.

Après ce trajet, chaque fibre nerveuse prend une direction radiale vers la lame spirale, et chemine à la base du tunnel de CORTI dans une invagination profonde de la base des piliers, au-dessus de la membrane basilaire .

Après avoir croisé les cellules de soutien internes, selon un nouveau trajet spiral extrêmement court, les fibres traversent l'*habenula perforata* .

C'est à ce niveau que les filets nerveux s'entourent d'une gaine de myéline .

Le corps cellulaire est situé dans le canal de Rosenthal. Il constitue une partie du ganglion spiral. La cellule est petite ; son cytoplasme contient beaucoup de neurofibrilles . Le noyau est souvent excentré, petit, irrégulier ; le nucléole est peu prononcé . Cette cellule est dite de type II.

SPOENDLIN estime qu'il existe 3.000 à 5.000 neurones de ce type (44).

- Afférences des cellules ciliées internes :

. L'immense majorité de ces fibres naît au contact des cellules ciliées internes par une large extrémité sans vésicule .

Après un trajet spiral très court, elles prennent une direction radiale et franchissent l'*habenula perforata*. A ce niveau, elles aussi se myélinisent .

Le corps cellulaire dans le ganglion spiral présente les caractères suivants : c'est une grande cellule entourée d'une gaine de myéline ; un tel caractère est remarquable, car inhabituel .

Son cytoplasma contient des mitochondries, beaucoup de ribosomes et d'ergastoplasmes. Le noyau est grand, arrondi, à nucléole très visible. Cette cellule est de type I.

SPOENDLIN estime que chaque cellule ciliée interne est innervée par vingt neurones. Il existe ainsi 10 à 20 fois plus de neurones de type I que de type II, selon les auteurs (44-45).

. Les cellules ciliées internes sont également innervées par quelques fibres à extrémité géante. Ces neurones, constatés seulement après section du nerf cochléaire, sont connectés à dix cellules sensorielles.

Leur corps cellulaire, situé dans le ganglion spiral, est de type II (44).

Ainsi, ces trois types d'afférences vont constituer par leur axone, une grande partie du nerf cochléaire. Celui-ci se termine dans le tronc cérébral.

La description des voies cochléaires dans le tronc cérébral est variable selon les auteurs. Cela s'explique sans doute par la diversité du matériel d'étude, et, de ce fait, l'extrapolation à l'homme semble hasardeuse. EYRIES est le seul auteur à avoir décrit le trajet de ces voies chez l'homme. Il en donne une description quelque peu différente des autres, mais séduisante et logique. (46)

Les fibres cochléaires du nerf acoustique se terminent dans le noyau cochléaire ventral et uniquement là.

Puis la majorité des fibres gagne, par le corps trapézoïde, le noyau olivaire protubérantiell qui constitue, pour une partie d'entre elles, un relais, les autres le traversant sans s'y arrêter. Dans l'olive protubérantielle, 2/7èmes des fibres, seulement, sont homolatérales. Au-delà

de l'olive, les fibres cochléaires constituent le lemniscus latéral qui se termine dans le tubercle quadrijumeau postérieur. Après ce relais, la voie cochléaire atteint le cortex auditif situé dans le lobe temporal, dans le girus de HESCHL.

Les autres efférences du noyau cochléaire ventral se terminent dans le noyau cochléaire dorsal, qui ne constitue qu'un relais. De là, les fibres forment les stries acoustiques, qui restent homolatérales et se terminent dans les noyaux de la formation réticulée. Ainsi "il est permis de séparer la "voie sensorielle" du corps trapézoïde, de la "voie d'éveil" des stries acoustiques et d'opposer à un noyau dorsal, proto-pathique, relais des stimuli assurant la défense de l'espèce et la localisation de l'individu dans l'espace, un noyau ventral, épicroitique, seul relais des informations nécessaires aux relations sociales et à la vie intellectuelle de l'Homme".

(EYRIES) (46)

2° - LES AUTRES FIBRES NERVEUSES DE LA COCHLÉE

Deux autres types de fibres nerveuses ont été reconnues dans la cochlée ; certaines atteignent l'organe de CORTI ; d'autres ne franchissent pas l'habenula perforata .

- FIBRES EFFERENTES

Leur origine est discutée. Il est classiquement admis, depuis RASMUSSEN (47), que les fibres naissent dans l'olive protubérantielle. En fait, EYRIES, chez l'homme, n'a pas découvert de telles fibres dans le tronc cérébral, après une étude minutieuse (46). Cependant, comme nous allons le voir, l'existence d'une innervation efférente est prouvée. Tous ces faits conduisent CHOUARD à penser que les faisceaux efférents cochléo-vestibulaires sont regroupés avec les fibres végétativo-motrices de l'intermédiaire de WRISBERG et gagnent le nerf vestibulaire par les anastomoses acoustico-faciales ; ces fibres seraient ainsi parasymphatiques. (46-48)

Le nerf efférent, contenu dans le nerf vestibulaire, gagne la cochlée, par le nerf de CORTI, au niveau du haut de la spire basale pour atteindre le ganglion spiral (49). Là, autour des corps cellulaires des fibres afférentes, il prend une direction spirale vers la fenêtre ronde et vers l'apex .

Chaque fibre, après un trajet spiral plus ou moins long, se coude et se dirige vers l'habenula perforata où elle perd sa gaine de myéline .

La majorité des fibres traverse, de façon radiale, le tunnel de CORTI, libre dans la cortilymphe, et atteint enfin la face axiale des cellules ciliées externes (43 - 44 - 50 - 51). L'extrémité de l'axone est large, riche en vésicule, à mitochondries concentrées . La membrane de la cellule sensorielle, en regard, présente un épaississement post - synaptique (44). SPOENDLIN a montré que toutes les cellules ciliées externes ne sont pas innervées par le contingent efférent : si les trois rangs le sont à la partie basale de la cochlée, progressivement le troisième, puis le deuxième rang se trouvent dépourvus d'innervation effectrice, en allant vers l'apex. (43)

Quelques fibres efférentes semblent aller innervier la région des cellules ciliées internes. L'extrémité de l'axone se trouve en contact synaptique avec, non pas la cellule sensorielle, mais la partie initiale de la fibre afférente. (53)

- LES AUTRES FIBRES

D'autres neurones ont parfois été trouvés entre le canal de ROSENTHAL et l'habenula perforata (53).

Les uns sont larges, non myélinisés et se terminent dans l'ouverture habenulaire en une extrémité tortueuse .

Les autres sont fins, parfois myélinisés, et forment une boucle avant l'habenula perforata .

La signification de ces fibres est inconnue .

Peut-être s'agit-il de l'innervation sympathique dont il est connu qu'elle parvient à la cochlée :

- en partie avec les vaisseaux cochléaires, venant du ganglion sympathique cervical inférieur.
 - en partie mêlée aux fibres afférentes, venant du ganglion sympathique cervical supérieur .
-

HISTO - PATHOLOGIE EXPERIMENTALE

La description détaillée des terminaisons nerveuses de la cochlée n'a été rendue possible que grâce à la dégénérescence sélective des fibres .

La section du nerf vestibulaire entraîne une dégénérescence wallérienne des fibres efférentes, jusqu'à leur extrémité. Mais les autres filets nerveux restent normaux (47).

La section du nerf cochléaire, dans le conduit auditif interne, provoque :

- une dégénérescence rétrograde des cellules de type I jusqu'à leur extrémité (43); cependant, récemment, SPOENDLIN a décrit des cellules, dites de type III, dans le ganglion spiral après une telle section. Il ne s'agirait que de la modification morphologique des quelques cellules de type I non dégénérées (52);
- une persistance des cellules de type II : les corps cellulaires du ganglion spiral et les dendrites jusqu'à la cellule sensorielle restent normaux (44).

Plus intéressantes encore sont les conséquences de la destruction des cellules sensorielles de l'organe de CORTI. En effet, pour SCHUCKNECHT, il ne se produit pas de dégénérescence des fibres afférentes, à condition que les cellules de soutien restent normales (54). En revanche, les fibres efférentes dégénèrent. (55)

Mais on ignore ce qui se produit lorsque la fibre nerveuse est lésée entre le ganglion spiral et la cellule sensorielle. Il serait pourtant très intéressant de le savoir car de telles lésions peuvent, en particulier, être observées lors de l'implantation d'une électrode au contact du nerf. Cependant,

il est facile d'imaginer que les dégâts intracochléaires ne sont pas limités aux fibres nerveuses, et qu'ils sont plus ou moins importants selon la technique et le matériel d'implantation .
MERZENICH étudiant, au niveau du ganglion spiral, les conséquences de la pose d'électrodes, constate une dégénérescence incomplète après plus de deux ans . (32)

RAPPEL
de la
PHYSIOLOGIE
de
L' AUDITION

L'audition met en jeu quatre mécanismes qui s'en -
chaînent :

- le stimulus sonore est une vibration longitudinale moléculaire du milieu ambiant .
- cette vibration entraîne mécaniquement les éléments dits de transmission de l'oreille, qui vont de la membrane tympanique aux cils de la cellule sensorielle.
- puis les influx nerveux naissent et se propagent jusqu'au cortex auditif .
- enfin, apparaît la prise de conscience du son ou gnose auditive .

LES CARACTERES DU STIMULUS

Le stimulus acoustique est caractérisé par son amplitude et sa fréquence .

- L'AMPLITUDE : c'est l'élongation maximum du mouvement moléculaire .
- LA FREQUENCE : l'analyse mathématique de la vibration en fonction du temps permet de différencier :
 - . le son pur, dont la fréquence est une fonction sinusoïdale du temps ; ce son est celui du diapason ou de l'audiomètre ; son intérêt théorique et clinique est grand, mais c'est un stimulus exceptionnel en pratique ;
 - . le son complexe, dont la fonction périodique peut être décomposée en un nombre fini ou infini de vibrations simples ; leur fréquence

est un multiple de l'un d'eux (théorème de FOURIER). La fréquence la plus basse est appelée "son fondamental" ; elle détermine la hauteur. Les sons de fréquence plus élevée sont appelés "harmoniques" et déterminent le timbre. (Fig.12)

- Le bruit, de la même façon, peut être décomposé en fréquences ; mais celles-ci, ainsi que leurs amplitudes, varient en fonction du temps. La prédominance de certaines fréquences donne la hauteur du bruit. Lorsque toutes les fréquences sont représentées de façon égale, le bruit est dit "blanc".

Les sons complexes et les bruits sont les stimuli acoustiques qui nous environnent à chaque instant, de différentes façons, notamment sous forme de voix .

La voix a une composition acoustique complexe qui peut être ainsi résumée :

A l'établissement et à l'extinction du son, les périodes de celui-ci subissent de rapides variations qui, lorsqu'elles sont perceptibles, constituent les consonnes .

Entre ces périodes transitoires, s'étale la période de stabilité qui caractérise les voyelles .

La voyelle : (Fig.13)

C'est un son complexe.

La fréquence des voyelles au moment de leur formation laryngée est différente de ce qu'elle est au moment de l'émission buccale .

En effet, il est admis que la cavité pharyngée et la cavité buccale forment deux résonateurs de volume différent selon la voyelle émise . Comme tout résonateur, ils renforcent certains groupes d'harmoniques, appelés "formants". Ainsi les voyelles ont deux formants, au moins, qui les caractérisent ; d'autres formants plus discrets semblent exister, qui déterminent les qualités secondaires des voyelles (57). Les deux formants peuvent être plus ou moins distants l'un de l'autre dans l'échelle des fréquences .

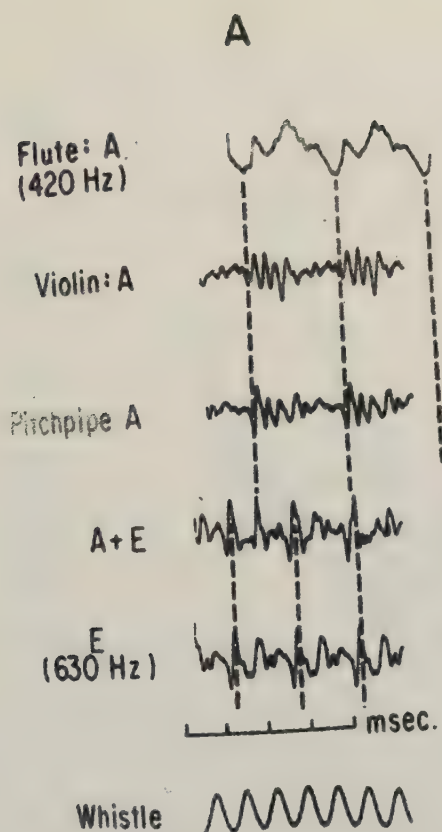


FIG.12

ANALYSE DES FREQUENCES MUSICALES PAR OSCILLOSCOPE

La ligne verticale discontinue correspond au fondamental .
 Quand deux sons A et E sont envoyés simultanément, tous deux
 sont nettement perçus . Mais les harmoniques ne sont perçus
 que sous forme de timbre des différents instruments . En bas,
 un exemple de son pur (sifflement par la bouche)

(D'après SOMJEN) (77)

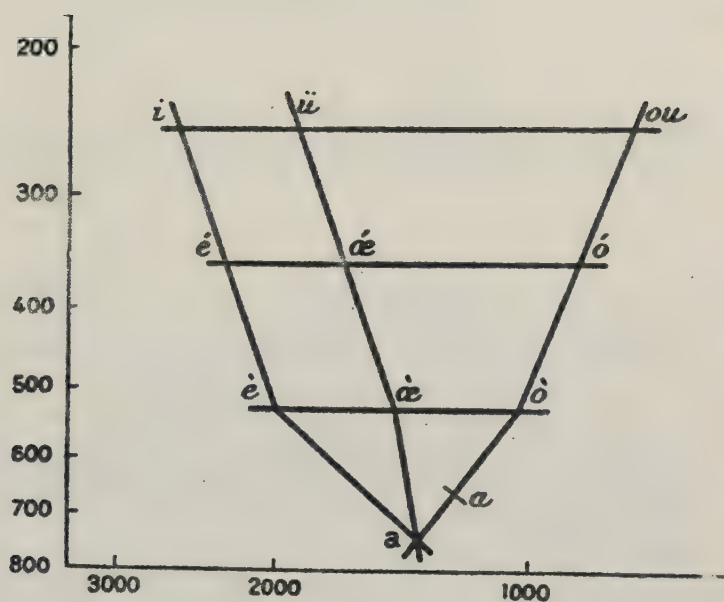


FIG. 13

SCHEMA VOCALIQUE DU FRANCAIS

(voyelles orales)

- en ordonnée, le formant bas ;
- en abscisse, le formant haut.

(D'après Pierre DELATRE in MALMBERG) (57)

Ainsi, dans la série des phonèmes i, é, è, a, les formants se rapprochent progressivement, passant du type diffus, au type compact.

Dans la série i, u, ou, le formant bas reste identique, mais le formant haut baisse progressivement ; le timbre, d'aigu, devient grave (56).

La consonne :

est constituée essentiellement de bruits, auxquels s'ajoutent, dans certains cas, des tons laryngés .

On peut distinguer :

- 1.- les consonnes occlusives : ce sont des bruits à extinction rapide (10 à 20 ms) de fréquence plus ou moins haute :

p, b : 1800 Hz

k, g : 2500 Hz

t, d : 3000 Hz

b, g, d sont dites sonores, car elles sont précédées d'un fondamental grave de faible intensité (de 100 à 400 Hz), mais de grande importance, car il les distingue des autres occlusives dites sourdes .

- 2.- les consonnes à caractéristiques aiguës :

ch, j : 1800 à 10.000 Hz

s, z : 3500 à 12.500 Hz

f, v : 1500 à 10.000 Hz ,

les phonèmes j, z, v, se différencient des précédentes par la coexistence d'un fondamental puissant, accompagné de deux harmoniques. Ce fondamental est situé entre 100 et 500 Hz .

- 3.- Les consonnes à caractéristiques graves :

m, l, r, n, w,

sont très vocalisées et sont plus près d'un son que d'un bruit.

Cette analyse rapide de la composition fréquentielle des phonèmes nous montre l'importance d'une discrimination d'un champ relativement étendu de fréquence pour une bonne intelligibilité de la parole.

LES ELEMENTS DE TRANSMISSION

Les vibrations acoustiques sont transmises aux liquides labyrinthiques grâce au système transmetteur adaptateur d'impédance que constitue la chaîne tympano-ossiculaire .

La platine de l'étrier, dernier élément de cette chaîne, ne peut entraîner de déplacement de la périlymphe, qu'en raison de l'existence d'une membrane élastique obturant la fenêtre ronde qui joue un rôle de compensateur d'expansion. Ce mouvement se transmet de la rampe vestibulaire à la rampe tympanique de deux façons :

- par l'hélicotrema,
- mais surtout par l'intermédiaire de la membrane de REISSNER, puis de l'endolymphe, contenu dans la rampe cochléaire, enfin de la membrane basilaire.

Entrevus génialement par HELMHOLTZ en 1863 (58), c'est VON BEKESY, en 1947, qui a décrit les mouvements de la membrane basilaire, en les observant directement au microscope, par une fenêtre faite dans la cochlée du cobaye (59). Il montre ainsi que :

- l'onde se déplace à la manière d'une vague ;
- pour chaque fréquence, un point précis de la membrane vibre avec une amplitude supérieure aux autres ;
- ce point est d'autant plus près de la base de la cochlée que la fréquence est plus élevée ;

- l'amplitude du déplacement varie avec l'intensité du stimulus ;
- la limite du déplacement, ou enveloppe, de la membrane basilaire pendant tout le cycle d'une vibration présente, pour des fréquences supérieures à 400 c/s, une pente ascendante douce et une pente descendante plus raide, au-delà de laquelle le déplacement s'annule. Cette zone ne vibrant pas est d'autant plus étendue que la fréquence est plus élevée.

Pour les fréquences inférieures à 400 c/s, toute la membrane vibre, et la pente descendante s'estompe et s'annule pour les plus basses fréquences.

Cette découverte de VON BEKESY est fondamentale .

(Fig.14 - 15)

Si la vibration acoustique est un déplacement moléculaire longitudinal de va et vient, dans les caractères duquel se trouve l'information de la fréquence et de l'intensité, en revanche, la vibration de la membrane basilaire ne possède en soi que l'information de l'intensité : c'est l'endroit de déplacement maximum, et non le rythme de déplacement de la membrane, qui indique la fréquence .

Cela est de toute première importance, comme nous allons le voir, puisque les caractéristiques neuro-physiologiques de l'audition découlent directement de ce phénomène . En effet, le déplacement des membranes provoque une flexion des cils des cellules sensorielles. Cela provoque une modification des potentiels cochléaires de repos .

Ce phénomène est purement cellulaire ; son amplitude en fonction de la localisation pour une fréquence donnée forme une courbe superposable à celle obtenue par VON BEKESY pour la membrane basilaire (61). C'est en enregistrant les potentiels de récepteur, à différents niveaux de la cochlée, que TAZAKI, DAVIS et LEGOUIX ont établi, en 1952, la carte des localisations des fréquences de la cochlée du cobaye (61).

Les potentiels de repos de la cochlée sont de deux ordres : (62-63)

- le potentiel de récepteur, objectivé par une baisse de 80 mV lorsqu'une micro-électrode enregistreuse passe de la rampe tympanique dans la cellule sensorielle.
- le potentiel endocochléaire qui trouve son origine dans la strie vasculaire, objectivé par une augmentation de 160 mV, lorsque l'électrode passe de la cellule au canal cochléaire, c'est-à-dire + 80 mV par rapport au potentiel de la rampe tympanique .

Ces potentiels de repos sont purement cochléaires car lorsque l'électrode franchit la membrane de REISSNER, le potentiel de la rampe vestibulaire retrouve le même niveau que celui de la rampe tympanique.

Cette différence de potentiel de 160 mV entre le récepteur et le canal cochléaire est considérable et tout à fait inhabituel en physiologie humaine .

Les potentiels, obtenus en réponse à des stimuli acoustiques, diffusent à distance et peuvent être enregistrés entre la rampe tympanique et la rampe vestibulaire (63-64). Il s'agit essentiellement du potentiel microphonique cochléaire qui suit la vibration mécanique de la partition cochléaire. Il est la résultante du potentiel endocochléaire et de la diffusion extracellulaire du potentiel de récepteur .

De plus, sont enregistrés deux potentiels de sommation, appelés SP + et SP - , qui suivent l'enveloppe du stimulus vibratoire. Ce sont des variations de ligne de base qui ne jouent aucun rôle physiologique, mais qui sont tout simplement individualisés par les systèmes d'enregistrement (64-65).

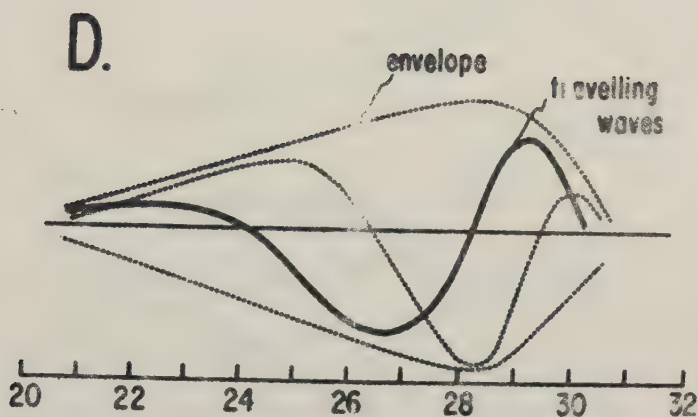


FIG.14

SCHEMA DU DEPLACEMENT DE LA MEMBRANE BASILAIRE
ET DE SON " ENVELOPPE "

L'échelle indique la distance (en mm) de la fenêtre ovale .
La ligne continue représente le mouvement instantané de la
membrane pendant un son . La ligne discontinue interne, ce
même mouvement à un instant différent . La ligne discontinue
externe, les limites de la vibration de la membrane ou enve-
loppe pendant un cycle de vibration .

(D'après BON BEKESY in SOMJEN) (77)

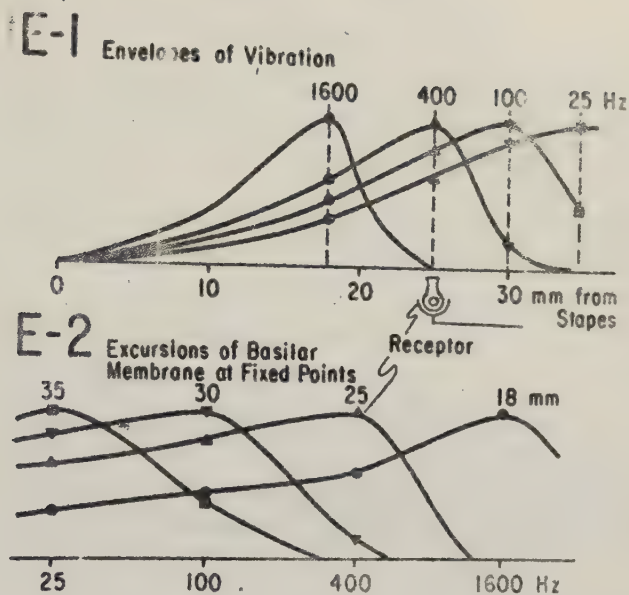


FIG. 15

SCHEMA REPRESENTANT UNE DEMI-ENVELOPPE DE VIBRATION
POUR DIFFERENTES FREQUENCES

On note que les deux pentes et le sommet de l'enveloppe varient selon la fréquence ; que, en dessous de 400 Hz toute la membrane vibre .

En bas : variation de l'amplitude de mouvement de la membrane basilaire en un point donné (indiqué au-dessus des courbes), selon la fréquence .

(D'après SOMJEN) (77)

LES INFLUX NERVEUX

La transmission des potentiels cellulaires vers le nerf se fait à travers l'ensemble complexe et encore mal systématisé de connections synaptiques que nous avons vu au chapitre précédent .

Ainsi est créé un potentiel générateur, responsable du potentiel d'action qui obéit aux lois générales de la neurophysiologie :

- latence de l'ordre de 0,6 à 0,7 ms
- loi du "tout ou rien"
- période réfractaire de l'ordre de 1 ms .

Comment le nerf cochléaire peut-il transmettre aux centres supérieurs un message traduisant une intensité et une fréquence ? (Fig. 16 à 20)

• LE CODAGE DE L'INTENSITE

Il est actuellement admis que pour un son d'intensité croissante, le nerf transmet des potentiels d'action en nombre croissant .

Ce phénomène a une limite, en raison de la période réfractaire, au-delà de laquelle les messages ne se transmettent plus en totalité. D'autres fibres conduisent, alors, l'influx par un phénomène de recrutement progressif. Il est d'ailleurs probable que les deux mécanismes de superposent .

En résumé, l'intensité du message sonore est transmis par le nerf selon un phénomène à la fois temporel et spatial.

(66)

• LE CODAGE DE LA FREQUENCE

HELMHOLTZ affirmait en 1863 que le codage des fréquences se faisait par la situation de chaque fibre dans la cochlée. (58)

Ces faits ont, actuellement, été précisés .

La fréquence sonore, comme nous l'avons vu, est codée topographiquement dans la cochlée par une vibration plus ou moins étendue de la membrane basilaire. Ces mouvements sont indirectement responsables de potentiels d'action dans les fibres nerveuses, ainsi stimulées . Mais la sélectivité tonale des fibres auditives est d'un ordre de grandeur plus étroit que la sélectivité correspondante d'un point de la membrane basilaire (67). Mais surtout, c'est la fibre située en regard de la zone d'amplitude maximum de la membrane qui aura le maximum de potentiels d'action. Le rythme de décharges de cette fibre sera comparé à celui des fibres voisines, par les centres supérieurs, et donnera ainsi la notion précise de fréquence . Pour un stimulus acoustique de fréquence donnée, c'est un endroit bien précis de la membrane basilaire qui vibrera le plus, et donc une fibre bien précise du nerf cochléaire qui aura un maximum de décharges . (Fig.16)

Les histogrammes d'intervalle interspikes nous permettent de recueillir d'autres informations (68 à 71); notamment la probabilité d'apparition des spikes est un multiple entier de la période du stimulus. Et même, pour les très basses fréquences, les potentiels d'action seront en phase avec la fréquence du stimulus. Ce phénomène n'est probablement qu'une caractéristique physique de la réponse ; il est peu probable que cette information soit utilisée comme telle par les centres supérieurs, sauf cependant pour les fréquences inférieures à 300 c/s, semble-t-il .

Enfin, des études récentes tendent à suggérer que l'innervation différentielle des cellules ciliées externes et internes, qui répondent en opposition de phase aux mouvements de la membrane basilaire, contribue à rendre plus précis l'accord en fréquence de chaque fibre auditive (72).

En résumé, les deux théories qui, historiquement, se sont longtemps opposées, c'est à dire le codage téléphonique et le codage topographique de la fréquence, apparaissent actuellement comme complémentaires ; cependant le codage topographique prédomine au-delà de 300 c/s .

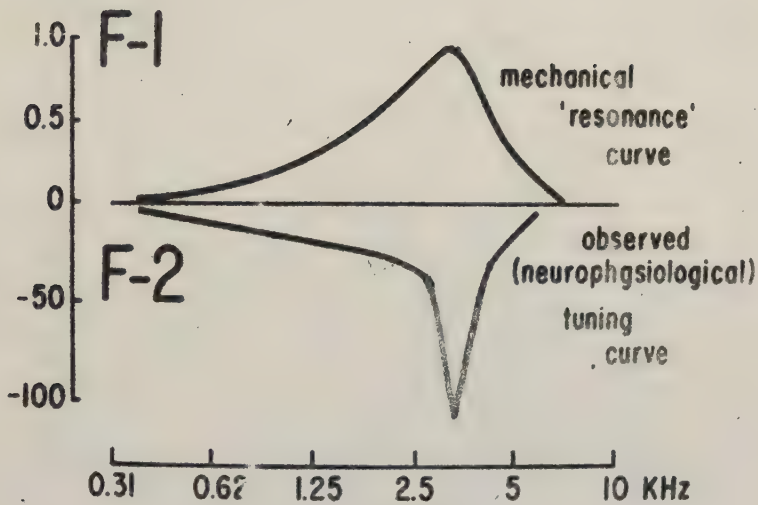


FIG.16

En haut : même courbe que Fig.15 E₂ mais selon une échelle semi-logarithmique.

En bas : Courbe de réponse du nerf cochléaire .
Elle suit de façon proportionnelle la courbe de vibration, sauf au niveau de la vibration maximum où la réponse nerveuse augmente de façon très rapide.

(D'après SOMJEN) (77)

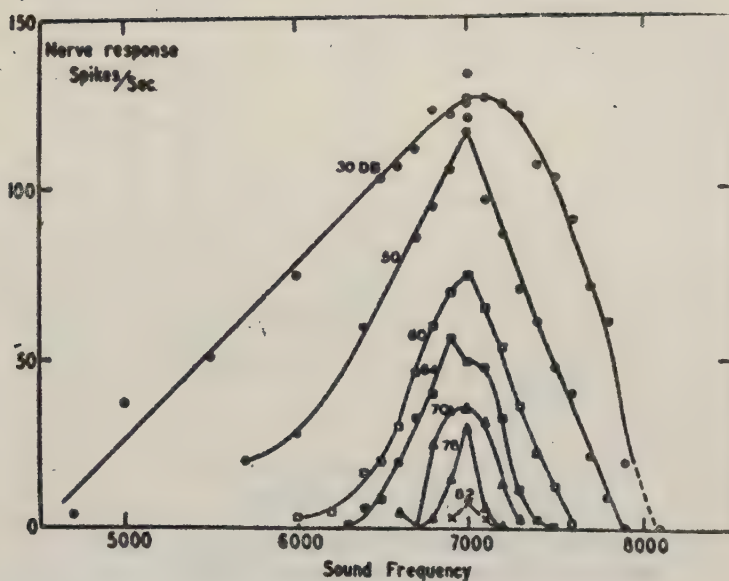


FIG. 17

RELATION ENTRE LA FREQUENCE ET L'INTENSITE POUR UNE
FIBRE AUDITIVE

Quand l'intensité augmente, une plus grande bande de fréquence peut exciter le nerf et le taux des potentiels d'action est d'autant plus grand qu'on se rapproche de la fréquence caractéristique de la fibre étudiée.

(D'après GALAMBOS et DAVIS) (66)

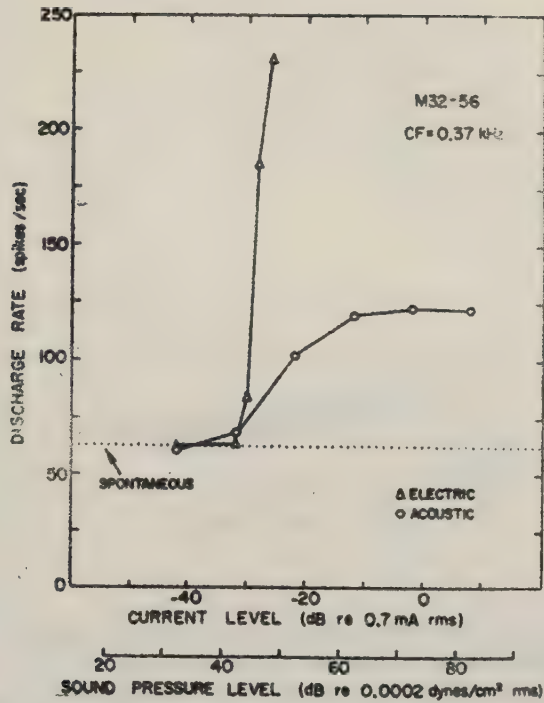


FIG. 18

TAUX D'INFLUX NERVEUX (nombre de spikes/seconde)
DANS UNE FIBRE COCHLEAIRE ISOLÉE EN FONCTION D'UN
STIMULUS ACOUSTIQUE
ET D'UN STIMULUS ELECTRIQUE

On note l'augmentation très rapide du taux des spikes
pour une discrète augmentation d'intensité .

(D'après KIANG et MOXON) (28)

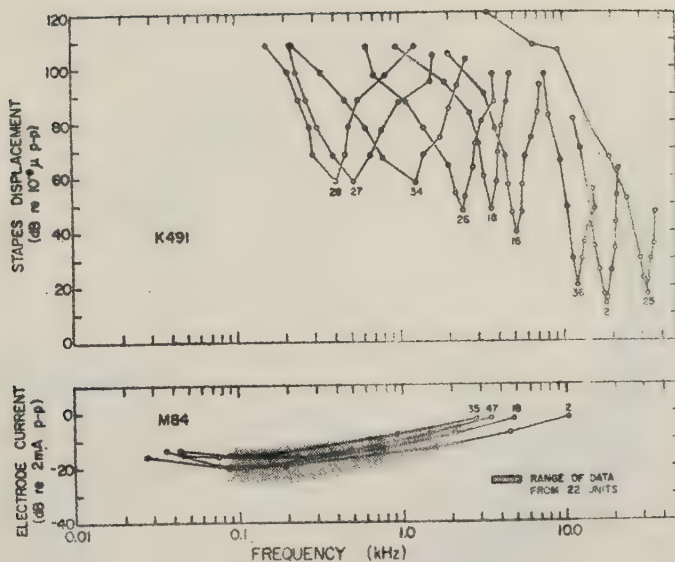


FIG.19.- En haut : Courbe tonale de fibres cochléaires isolées du chat pour un stimulus acoustique .
Fréquences en abscisses, déplacement de la platine en ordonnées.
On note que :

- . Chaque fibre a sa propre courbe qui a une forme de V
- . Pour une fréquence donnée, plus l'intensité est forte, plus le nombre de fibres stimulées augmente. Il y a un phénomène de redondance.
- . Le seuil de réponse d'une fibre est d'autant plus bas que la fréquence caractéristique de cette fibre est plus haute .

En bas : Courbe tonale de fibres isolées pour des stimuli électriques sinusoïdaux. Fréquences en abscisse, intensité du courant en ordonnées. On note que :

- . Les courbes sont aplaties
- . Pour une fréquence donnée, toutes les fibres répondent si l'intensité est suffisante.
- . La différence entre l'intensité nécessaire à stimuler une fibre et celle nécessaire à stimuler toutes les fibres, est minime.

(D'après KIANG et MOXON) (28)

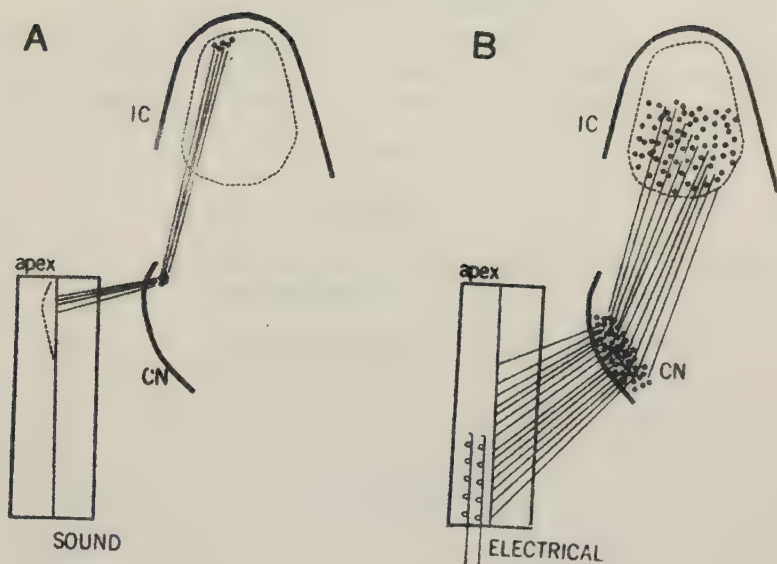


FIG. 20 SCHEMA REPRESENTANT LA REPONSE DE NEURONES ISOLES
DANS LE NOYAU COCHLEAIRE (CN) ET LE TUBERCULE
QUADRILJUMEAU INFERIEUR (IC)

A gauche : La réponse à un son de basse fréquence : une zone limitée du C N et du I C répond .

A droite : La réponse à un stimulus électrique de basse fréquence appliqué dans la spire basale : une zone étendue du CN et du IC répond ; de plus, cette zone correspond, non pas aux basses fréquences, mais à la région de la cochlée stimulée (hautes fréquences); on voit ainsi la diffusion de l'excitation électrique.

(D'après MERZENICH et MICHELSON) (32)

LA PRISE DE CONSCIENCE

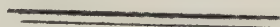
DE L'INFORMATION AUDITIVE

Après plusieurs relais synaptiques, les influx nerveux atteignent le cortex temporal des deux côtés. C'est là que les phénomènes vibratoires et électriques qui se sont succédés deviennent un signal sonore proprement dit .

Celui-ci peut être défini par :

- son intensité,
 - sa hauteur qui correspond à la fréquence fondamentale,
 - son timbre donné par les harmoniques .
-

DEUXIEME PARTIE



TRAVAIL PERSONNEL

Ce travail a débuté au mois de Juin 1973 .

Notre but était de tenter de faire entendre des sourds totaux en implantant au contact du nerf cochléaire des électrodes reliées à un matériel qui transformerait les stimuli acoustiques en stimuli électriques .

Tous les travaux réalisés jusqu'à maintenant, nous l'avons vu, montraient que ce but était loin d'être une utopie. Cependant tous les essais se heurtaient à un écueil jusque là non surmonté de façon satisfaisante : l'absence de discrimination réelle des fréquences .

Au cours de ces quelques mois de travail, nous avons donc fait une série de stimulations électriques du nerf cochléaire:

- soit au moyen d'une électrode extra-cochléaire, non implantée, qui nous a servi à faire le diagnostic de surdité sensorielle, et qui, par ailleurs, nous a donné quelques renseignements d'ordre physiologique ;
- soit au moyen d'une ou plusieurs électrodes intra-cochléaires, isolées les unes des autres, implantées de façon durable, qui nous ont permis de commencer à relier ces sourds au monde sonore, grâce à un appareillage provisoire, modifié et amélioré au fur et à mesure de nos constatations. Un tel appareillage devra être miniaturisé et implanté à demeure et les signaux électriques devront être transmis à distance . Nous commençons, à peine, à aborder ces problèmes .

Les premières stimulations extra-cochléaires ont été faites chez des malades sourds ayant une destruction tympanique.

Les premières implantations d'électrodes ont été proposées à des blessés souffrant d'une fracture du rocher avec cophose unilatérale et paralysie faciale qui justifiait l'intervention chirurgicale .

Les succès obtenus nous ont permis de poursuivre notre étude en proposant l'expérimentation à des sourds complets bilatéraux.

Le contrat moral que nous avons passé avec ces patients nous imposait de les faire entendre de façon satisfaisante, le plus vite possible . C'est la raison pour laquelle, délaissant l'étude systématique et complète des performances de l'appareil auditif de chaque patient à ces stimuli électriques, nous nous sommes efforcés de trouver rapidement des solutions techniques à la fois chirurgicales et électroniques à deux problèmes majeurs :

- le maximum tolérable trop facilement atteint,
- la discrimination des fréquences .

Il est difficile de rapporter chronologiquement nos constatations, sans entrer dans l'énumération fastidieuse de faits sans lien apparent dans l'immédiat .

Nous examinerons donc les résultats obtenus, en les classant arbitrairement dans l'ordre suivant :

- Méthodes permettant de préciser le niveau d'atteinte des surdités totales,
- Constatations physiologiques et leur implication pratique concernant :
 - . l'intensité,
 - . la fréquence .
- Nos résultats avec implantation d'une seule électrode.
- Nos résultats avec implantation d'électrodes multiples.

Puis nous aborderons les problèmes qui se posent encore à nous .

APPROCHE DIAGNOSTIQUE DES SURDITÉS SENSORIELLES TOTALES

Tous les modes d'exploration des surdités utilisent un stimulus commun : le stimulus acoustique. Ils se différencient cependant par le mode de recueil de l'information et les conclusions qu'on peut en tirer . Nous distinguons ainsi :

- l'audiométrie subjective, quelles que soient les techniques utilisées, qui demande une participation active du malade. C'est donc une méthode psycho-acoustique ;
- l'électrocochléographie ou ECOG (ARAN) (79), qui est l'enregistrement de l'activité du nerf cochléaire ;
- les potentiels évoqués auditifs ou P E A, qui sont l'enregistrement électroencéphalographique des réponses corticales au stimulus acoustique (80-81).

Ces deux dernières méthodes sont objectives .

L'ensemble des surdités totales se caractérise par une absence de réponse à ces examens qu'ils soient subjectifs ou objectifs .

Signalons cependant que l'exceptionnelle agnosie auditive doit se traduire par des examens objectifs normaux.

A l'inverse des auteurs anglo-saxons, les français n'ont pas l'habitude de différencier les surdités par atteinte de l'organe de Corti, appelées "surdités cochléaires", et les surdités par atteinte des voies nerveuses, appelées "surdités nerveuses" ou surdité "nucléaire" selon le niveau de la lésion. (82)

Cependant cette distinction devient impérative, à partir du moment où l'on a l'intention d'étudier les possibilités de réhabilitation des surdités totales par stimulation électrique du nerf cochléaire .

Et c'est justement en stimulant celui-ci à distance et en obtenant une réponse qu'on peut espérer faire entendre un jour de façon intelligible ces sourds, et avant tout affirmer que le nerf cochléaire est, au moins partiellement, fonctionnel.

LE CHOIX DES MALADES

Nous avons stimulé , à ce jour, 34 cochlées de sourds totaux uni ou bilatéraux. Leur âge s'étale de 9 à 71 ans, mais il s'agit, dans la majorité des cas, d'adultes jeunes.

Dans la plupart des cas, l'infirmité était d'autant plus durement ressentie que les sujets avaient entendu auparavant. Cette surdité totale, pourtant ancienne dans bien des cas, motivait leur consultation dans l'espoir d'une amélioration.

Les contacts avec de tels patients étaient difficiles, mais d'autant plus nécessaires, qu'en leur proposant une stimulation électrique, on attendait du moins pour les premiers d'entre eux, une grande coopération et des réponses précises pour tenter de comprendre comment le nerf cochléaire répondait au stimulus électrique . Ceci a nécessité une certaine éducation des sujets, dont quelques - uns étaient intellectuellement assez frustes .

LE MATÉRIEL

Il est constitué d'une électrode stimulatrice monopolaire faite d'un fil d'argent de 0,5 mm de diamètre, gainée d'un tube isolant en polyéthylène laissant les deux extrémités à nu.

Cette électrode est suffisamment rigide pour être appliquée avec précision sur la zone choisie, mais cependant assez souple, pour lui donner une forme correcte .

Une large électrode indifférente est appliquée en un point quelconque du corps .

Les deux électrodes sont reliées à un stimulateur par l'intermédiaire d'un transformateur basse-fréquence de sécurité.

LA MISE EN PLACE DE L'ÉLECTRODE

Elle nécessite l'utilisation d'un microscope opératoire .

Trois cas peuvent se présenter :

1° - Présence d'une cavité d'évidement total

Il n'y a pas, à proprement parler, d'acte chirurgical. C'est la raison pour laquelle nous avons choisi de tels patients pour nos premières stimulations. Mais il faut noter que l'électrode doit être bien en contact avec la fenêtre ronde, l'absence de réponse pouvant être due à une muqueuse parfois épaisse qui double la membrane de la fenêtre ronde.

2° - Présence d'une oreille moyenne normale

Il s'agit là d'une petite intervention chirurgicale dont les temps sont les suivants :

- Anesthésie locale par infiltration sous-cutanée du conduit auditif externe avec de la xylocaïne adrénalinée .
- Incision endaurale selon la technique de ROSEN modifiée (incision de 10 heures à 5 heures, à droite).
- Décollement de la peau du conduit auditif externe.
- Le sulcus et le tympan sont réclinés .
- L'électrode est alors introduite par cette voie en contact le plus intime avec la cochlée, c'est-à-dire sur la membrane de la fenêtre ronde, grâce à son extrémité recourbée à angle droit .

3° - La stimulation chez l'enfant

La pusillanimité de l'enfant interdit d'effectuer le test à l'anesthésie locale. L'examen doit être décomposé en un temps de mise en place de l'électrode sous anesthésie générale, suivi le lendemain par un deuxième temps de stimulation effectué en milieu familial sur un enfant réveillé et rassuré .

LA STIMULATION ET SA RÉPONSE

Comme l'avaient proposé DJOURNO et VALLANCIEN, en 1958 (4), nous avons utilisé une méthode subjective .

L'électrode stimulatrice et l'électrode indifférente tenue à pleines mains par le patient sont branchées sur le stimulateur.

On utilise des impulsions rectangulaires de courant d'une durée de 0,3 ms, envoyées de façon intermittente, à des fréquences différentes, en augmentant très progressivement l'intensité .

Nous avons choisi les impulsions rectangulaires plutôt que sinusoïdales, car c'est la vitesse d'apparition du courant qui importe . D'ailleurs, cela est confirmé par SIMMONS, qui a essayé les deux types de courant (23). La perception auditive perçue par le sujet permet d'affirmer l'intégrité fonctionnelle, au moins partielle, du nerf cochléaire : il s'agit d'une surdité totale, dont l'origine est essentiellement sensorielle .

L'augmentation de l'intensité du courant électrique peut donner lieu à une sensation douloureuse, voire à des contractions faciales . L'apparition de tels phénomènes, sans aucune perception auditive, permet d'affirmer l'existence d'une surdité neurologique .

LES RÉSULTATS

Les 34 séries de stimulations ont été effectuées chez 29 malades .

Dans un cas, la stimulation n'a pas été faite sur la fenêtre ronde, mais sur la fenêtre ovale, pour des raisons

techniques. Dans ce cas, l'intensité du courant nécessaire pour provoquer une sensation sonore a été beaucoup plus forte que dans les autres cas (6,25 volts) .

Dans un deuxième cas, la fenêtre ronde était vaguement repérée au milieu d'un remaniement osseux important secondaire à une fracture du rocher . Nous n'avons pas réussi à obtenir de réponse . Cependant, cette malade a été implantée avec succès. Ceci souligne l'importance du siège de la stimulation .

Dans un troisième cas, le malade trop somnolent percevait des sensations sonores, mais était incapable d'en préciser le seuil liminaire .

Nous retiendrons donc les 31 séries de stimulations de fenêtre ronde nous ayant permis de préciser le seuil auditif. Celui-ci a parfois été recherché pour différentes fréquences chez un même patient. Nous avons ainsi obtenu 49 seuils . Ceci nous a permis d'établir l'intensité moyenne de courant électrique nécessaire pour avoir une perception auditive liminaire :

Intensité moyenne = 1,42 volts,

avec un écart type σ = 1,02

Ces résultats sont très surprenants, car ils nous montrent que toutes les cochlées ophtiques examinées transmettaient les stimuli électriques. Or ces malades non sélectionnés avaient des surdités totales de cause très variée et d'ailleurs le plus souvent mal précisée :

. Maladie de Ménière évoluée	1 cas
. Surdités apparues dans l'enfance de cause non déterminée	2 cas
. Otospongiose évoluée	4 cas
. Traumatisme labyrinthique	5 cas
. Surdité reconnue dans la première enfance	5 cas
. Méningites	9 cas
. Surdités d'étiologie mal précisée	8 cas

Parmi ces étiologies, nous remarquons les méningites qui sont pourtant classiquement réputées donner des lésions rétrolabyrinthiques par névrite et non pas des atteintes de l'organe de CORTI ; les surdités congénitales, ou en tous cas reconnues dans la première enfance et ayant nécessité un apprentissage de la parole ; les fractures labyrinthiques, qu'elles soient secondaires à un geste chirurgical ou à un traumatisme crânien .

RECHERCHE D'UNE MÉTHODE OBJECTIVE

Le diagnostic de surdité totale sensorielle par la méthode subjective que nous venons d'examiner, ne se conçoit que chez le grand enfant ou l'adulte .

Or, il serait capital de pouvoir le faire chez le petit enfant, voire le nourrisson .

C'est la raison pour laquelle nous avons entrepris récemment l'étude des potentiels évoqués auditifs par stimulation électrique, avec CH. EYRIES, F. JOBERT et MOATTI dans le service O.R.L. de l'Institut Prophylactique à PARIS .

Nous avons, bien sûr, commencé ce travail chez l'adulte, et plus précisément chez les sourds à qui nous avons déjà implanté des électrodes .

. Le Potentiel évoqué auditif par stimulation acoustique (80-81) se traduit par une série d'ondes dont l'amplitude est proportionnelle à l'intensité du stimulus, et dont la latence varie selon l'âge, toutes choses étant égales par ailleurs . Ainsi la latence des différentes ondes positives (P) et négative (N) est la suivante (81) :

Chez l'adulte et le grand enfant :

P ₁	=	50 ms
N ₁	=	100 ms
P ₂	=	200 ms
N ₂	=	300 ms

Chez le jeune enfant :

P_1	=	125 ms
N_1	=	240 ms
P_2	=	260 à 400 ms
N_2	=	500 ms

L'onde P_1 , d'origine musculaire, n'a aucune valeur; seule la composante tardive est spécifique . (83-84).

. Le Potentiel évoqué auditif par stimulus électrique.

Le matériel comprend :

- un système électrique stimulant la cochlée.

Pour cela, nous avons tout simplement utilisé le même stimulateur que précédemment. Nous avons choisi des impulsions rectangulaires d'une durée de 0,3 ms, délivrées à une fréquence de 1 p/s pendant 50 secondes, avec une intensité légèrement supérieure au seuil liminaire .

- la chaîne d'enregistrement comporte :

- . des électrodes sur le vertex et le lobule de l'oreille,
- . un amplificateur enregistrant l'E.E.G.
- . un moyennneur,
- . un oscilloscope de contrôle,
- . une table traçante .

L'analyse de chaque impulsion se fait pendant une durée de 400 ms.

Les résultats obtenus de cette façon semblent être significatifs : (Fig.21)

- l'excitation électrique donne un tracé fait d'une succession d'ondes positives et négatives reproductibles fidèlement chez un même sujet .

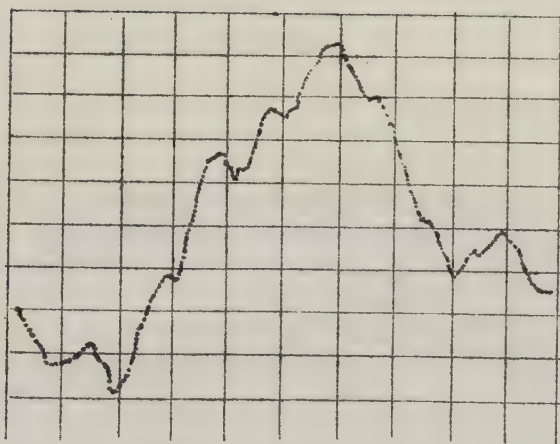


FIG.21.- SCHEMA DE LA REPRESENTATION DU POTENTIEL
EVOQUE AUDITIF ENREGISTRE APRES STIMULATION
ELECTRIQUE DE LA COCHLEE CHEZ UN SOURD .

Il semble exister une première onde négative entre 40 et 80 ms, suivie d'une onde positive plus ample entre 240 et 280 ms après le stimulus.

- . l'absence de stimulation, ou l'excitation électrique après section du nerf, comme nous l'avons fait une fois chez un sujet opéré de neurinome de l'acoustique, donne un tracé irrégulier et grossièrement plat .

EN CONCLUSION ,

Il faut faire le diagnostic de surdité totale par seule lésion de l'organe de Corti, avant de tenter une réhabilitation par électrodes intracochléaires .

Une telle surdité sensorielle nous est apparue être d'une extrême fréquence , puisque nous l'avons trouvée 34 fois sur 34 cophoses .

La stimulation électrique de la fenêtre ronde permet d'affirmer ce diagnostic par la seule réponse subjective chez l'adulte ou par l'enregistrement du potentiel évoqué auditif .

Celui-ci a un immense intérêt chez l'enfant, mais il pose des problèmes pratiques non encore résolus, notamment dans le choix d'un anesthésique n'influençant pas l'enregistrement du potentiel évoqué, permettant ainsi l'examen en un temps .

APPROCHE THERAPEUTIQUE DES SURDITÉS TOTALES SENSORIELLES

PRINCIPE

La cochlée déficiente doit être court-circuitée par un appareillage pouvant capter un signal sonore et le transformer sous forme d'influx électrique aux structures nerveuses. Les différents éléments d'un tel système peuvent être les suivants :

- un microphone et un amplificateur externes miniaturisés captent les ondes acoustiques, les transforment en signaux électriques et les transmettent à distance sans fil .
- un montage miniaturisé implanté sous la peau : reçoit ce message électrique, le décode et le transmet au système nerveux auditif grâce à des électrodes situées à son contact .

C'est ce montage qui a été choisi par les différentes équipes qui nous ont précédé. Il nous a semblé logique et réalisable . C'est donc dans cette voie que nous avons travaillé.

Trois problèmes se sont donc posés :

- . définir l'emplacement, le type et le nombre d'électrodes ,
- . concevoir un tel appareillage,
- . le miniaturiser et mettre au point la transmission à distance des deux éléments externe et implanté du système électrique .

Nous commençons à peine à aborder ce dernier aspect du travail car, pour cela, il fallait que les deux premiers problèmes soient réglés de façon satisfaisante. Donc, actuellement, l'appareillage électrique est relié provisoirement aux électrodes par un connecteur transcutané.

LE CHOIX DES MALADES

- Un tel travail n'est pas concevable chez l'animal car il est basé sur les réponses psycho-acoustiques .

- A ce jour, 8 sourds ont été implantés .

- Les trois premiers étaient des sourds dont l'abord chirurgical de l'oreille était justifié par ailleurs .

Ces sujets étaient particulièrement intéressants car l'intégrité d'une oreille leur permettait de communiquer sans obstacle avec nous et surtout de comparer les perceptions auditives d'origine électrique à celles dont l'origine était acoustique .

- Les succès de ces trois implantations nous ont autorisé à opérer cinq autres sourds ; mais ceux-ci étaient sourds bilatéraux et n'avaient pas d'autre justification opératoire que l'espoir d'une réhabilitation fonctionnelle .

SUJET 1

ART....

H. 24 ans

- . Surdité unilatérale depuis un an .
- . Méningite cérébro-spinale sans traitement ototoxique.
- . Diagnostic de surdité sensorielle par stimulation électrique de la fenêtre ronde : seuil 0,1 v.

SUJET 2

DUV....

F. 18 ans

- . Surdité unilatérale avec inexcitabilité labyrinthique et paralysie faciale depuis 3 mois.
- . Traumatisme .
- . Diagnostic de surdité sensorielle non fait avant l'implantation, la stimulation de la fenêtre ronde, n'ayant donné aucune réponse, sans doute par erreur de technique .

De toutes façons, cette absence de réponse était peu significative en raison d'un remaniement de cette région, probablement d'origine traumatique.

SUJET 3

KWI....

H. 45 ans

- . Surdité bilatérale et paralysie faciale
- . Traumatisme .
- . Diagnostic de surdité sensorielle par stimulation électrique : seuil : 0,5 volts .

SUJET 4

DUB....

F. 56 ans

- . Surdité bilatérale depuis deux ans, avec importants phénomènes dépressifs .
- . Méningite cérébro-spinale.
- . Diagnostic de surdité sensorielle par stimulation électrique : seuil 1,7 volts.

SUJET 5

ELI....

H. 42 ans

- . Surdité bilatérale reconnue à l'âge de 3 ans. Education vocale.
- . Aucune étiologie trouvée.
- . Diagnostic de surdité sensorielle par stimulation électrique : seuil 1,3 volts .

SUJET 6

DEL....

H. 20 ans

- . Surdité bilatérale progressive pendant deux ans, totale depuis dix ans.
- . Aucune étiologie reconnue.
- . Diagnostic de surdité sensorielle par stimulation électrique : seuil 1,3 volts.

SUJET 7

ACO....

F. 70 ans

- . Surdité bilatérale depuis l'âge de 62 ans.
- . Evidement d'oreille bilatéral.
- . Diagnostic de surdité sensorielle par stimulation électrique : seuil : 2,4 volts .

SUJET 9

BUR....

F. 46 ans

- . Surdité bilatérale depuis l'âge de 8 ans .
- . Méningite.
- . Diagnostic de surdité sensorielle par stimulation électrique. Seuil : 1,55 volts .

LES ÉLECTRODES EXCITATRICES MONOPOLAIRES

. LEUR TYPE

Il s'agit d'un fil métallique isolé .

Nous avons choisi le platine irridié, car c'est un métal très bien toléré et qui, fait fondamental, est très peu sensible aux phénomènes d'électrolyse .

Parmi les isolants possibles, le téflon a été retenu car sa tolérance est excellente .

Le diamètre du fil doit répondre aux exigences du chirurgien. Il doit être assez petit pour ne pas délabrer la cochlée, mais assez large pour donner une certaine rigidité indispensable pour la manipulation. Actuellement, nous utilisons un fil d'un diamètre de 0,2 mm.

. LEUR EMPLACEMENT

Dans le chapitre "Historique", nous avons vu les quatre sites d'implantation choisis :

- le cortex temporal,
- le tronc du nerf cochléaire,
- les fibres du nerf dans la columelle,
- les extrémités du nerf dans la cochlée.

Ce dernier site est le plus logique car, d'une part, il évite, comme on le fait avec la première méthode, de court-circuiter les structures nerveuses centrales qui ont une grande importance pour l'intégration du message, et, d'autre part, pour profiter de l'étalement tonotopique des 40.000 fibres sur les 30 mm. de cochlée .

Notre choix est d'ailleurs le reflet de l'unanimité faite à SAN FRANCISCO au cours du "Premier Symposium sur la stimulation électrique du nerf acoustique."

. LEUR NOMBRE

En essayant d'utiliser une électrode unique, nous avons constaté, comme KIANG (28), que toutes les fibres de la cochlée étaient excitées simultanément .

Ainsi pour obtenir une discrimination des fréquences, il fallait exciter les fibres séparément. On pouvait penser, alors, que l'idéal eût été de répartir 40.000 électrodes pour exciter chacune des fibres. En fait, même théoriquement, cela est inutile en raison du phénomène de redondance .

Il suffit d'exciter des groupes de fibres pour avoir un résultat très satisfaisant .

Après divers essais, nous implantons actuellement 6 à 8 électrodes pour obtenir l'excitation d'autant de groupes de fibres d'une octave chacune . Leur nombre varie d'une intervention à l'autre selon les difficultés chirurgicales .

Mais, fait fondamental, ces électrodes sont isolées électriquement les unes des autres pour éviter la stimulation de toutes les fibres par chacune d'entre elles .

L'ÉLECTRODE INDIFFÉRENTE

Nous avons choisi un fil d'argent de 0,5 mm de diamètre qui est simplement fiché dans le muscle temporal.

LE CONNECTEUR

Il s'agit d'une pièce provisoire destinée à relier les électrodes à l'appareillage non encore miniaturisé. Il s'agit d'un connecteur électrique en laiton enrobé de téflon, dont la forme est grossièrement celle d'un "yoyo".

LA TECHNIQUE D'IMPLANTATION

Progressivement, nous avons repéré l'emplacement des différentes fréquences sur la cochlée. Nous reverrons cette tonotopie plus loin .

Ainsi, la technique de chaque implantation est-elle un peu différente des autres .

Mais le protocole chirurgical est le suivant :

- Anesthésie générale,
- Voie d'abord double :
 - . rétro-auriculaire,
 - . transtemporale sus-pétreuse.

- Par la voie auriculaire, on aborde la face externe de la cochlée. Après avoir décollé la peau du conduit auditif externe et la membrane tympanique et effectué un large évidement total, on enlève le sulcus antérieur du conduit et le muscle du marteau pour exposer la face externe de la cochlée entre le ganglion géniculé et le canal carotidien. Il est très important de conserver la continuité de la peau du conduit et du tympan.

- Par la voie sus-pétreuse, après avoir décollé la dure-mère et soulevé le lobe temporal, on aborde la cochlée en avant et en dedans de la première position du nerf facial .

La région de la cochlée où l'électrode doit être implantée est fenestrée à la fraise diamantée de la même façon qu'on effectuait autrefois la fenestration du canal semi-circulaire externe.

Après avoir compartimenté la zone cochléaire intéressée, l'électrode est ensuite introduite dans la loge ainsi réalisée et maintenue en place avec de la colle chirurgicale.

Chaque électrode est branchée sur la face interne des connecteurs . Ceux-ci sont disposés dans la mastoïde de façon à ce que leur face externe déborde le niveau de la peau.

LA STIMULATION DE LA COCHLÉE

Les sourds étant ainsi implantés, les fibres cochléaires peuvent être stimulés par des signaux électriques . Ceux-ci sont envoyés soit par un stimulateur électrique banal, soit par un appareillage spécial stimulé par un signal acoustique .

1.- EXCITATION PAR STIMULATEUR ELECTRIQUE SIMPLE

En se servant du stimulateur déjà utilisé pour le diagnostic, il est possible d'exciter séparément chaque électrode. Ceci permet de constater, grâce aux réponses fournies par le sujet, le bon fonctionnement de l'électrode, ce qui heureusement est presque toujours le cas, et d'étudier les sensations d'intensité et de fréquence .

2.- EXCITATION PAR NOTRE APPAREILLAGE

Celui-ci comporte :

- . un microphone et un amplificateur alimentés par pile électrique,
- . une batterie de filtres qui répartit cette information en six bandes de fréquence de 1 octave, centrées sur 250, 500, 1.000, 2.000, 4.000, 8.000 c/s; et des transcodeurs qui transposent l'information en impulsions d'amplitude constante modulées en fréquence . Celles-ci sont transmises directement aux électrodes .

• LES CONSTATATIONS PHYSIOLOGIQUES

Cette série d'expériences nous a permis de faire deux constatations d'ordre neurophysiologique, l'une concernant l'intensité, l'autre la répartition des fréquences .

1.- Lors de la stimulation électrique du nerf cochléaire, il existe une marge très faible entre le seuil de perception et le maximum tolérable .

Lorsque l'électrode est appliquée sur la fenêtre ronde, l'augmentation de l'intensité du courant électrique provoque très vite une sensation douloureuse. Celle-ci devient, lors de la stimulation intracochléaire, une sensation d'inconfort auditif difficilement tolérable, mais qui ne présente jamais de caractère douloureux .

Bien sûr, nous n'avons pas voulu imposer à nos patients l'étude systématique de ce maximum tolérable, mais, selon nous, il ne dépasse pas le double du seuil liminaire.

Cette constatation confirme les résultats obtenus par tous les auteurs qui nous ont précédé et surtout par KIANC et MOXON, au cours de leurs travaux expérimentaux (28). Ceux-ci enregistrent le nombre de spikes par seconde d'une fibre cochléaire isolée en réponse à un stimulus acoustique et électrique sinusoïdal. Pour les sons, le taux de spikes croît avec l'augmentation de l'intensité pendant 20 à 40 dbs, selon une courbe en S aplati. Pour le courant électrique, le taux de spike croît très vite et pour une intensité de 4 db seulement dépasse le taux obtenu avec les sons. Ce résultat n'est pas modifié lorsque la cochlée est fonctionnellement détruite par la néomycine .

Ce phénomène physiologique a une conséquence pratique pour la conception même de l'appareillage .

Une prothèse auditive classique a en effet un rapport signal-bruit de fond de 60 db. Dans notre appareillage, il est nécessaire de le ramener à environ 6 db seulement .

Il fallait donc prévoir un système de compression des intensités électriques dans les limites tolérées, permettant cependant leur discrimination. C'est la raison pour laquelle nous avons inclus un transcodeur ayant ce rôle de compression des intensités à un niveau constant, les variations d'intensité se transcodant en variations de fréquence d'impulsions .

2.- LA FREQUENCE

L'utilisation de multiples électrodes intracochléaires stimulant des compartiments étanches de la cochlée nous a permis pour la première fois chez l'homme de préciser la tonotopie de la cochlée .

Les sujets sourds unilatéraux implantés nous ont été d'un grand secours . En effet, ils ont contribué à cette étude en réglant eux-mêmes un audiomètre de façon à avoir une perception aussi proche que possible du côté normal que du côté stimulé électriquement .

La topographie des fréquences est la suivante :

Les fréquences de la base au sommet de la cochlée se répartissent des plus aiguës aux plus graves . Le premier tour de spire est le siège à lui seul de presque toutes les fréquences ; en effet, celles-ci vont des aiguës extrêmes jusqu'à 250 Hz environ .

Les zones de 10.000 Hz et 8.000 Hz sont directement accessibles par le promontoire en bas et en arrière. La région du 4.000 Hz est située dans la partie inférieure du premier tour et n'est accessible qu'en introduisant l'électrode vers cette zone, à partir de la fenêtre chirurgicale la plus antérieure .

Les régions de la cochlée correspondant aux fréquences 500, 250, 125 et 50 Hz sont directement accessibles par le promontoire .

Les fréquences les plus importantes physiologiquement ne sont accessibles que par voie sus-pétreuse car elles sont situées sur la face supérieure du rocher .

Ainsi la tonotopie cochléaire chez l'homme est analogue à celle de l'animal, étalée de l'apex à la base, des graves aux aiguës comme l'ont démontré TAZAKI, DAVIS et LEGOUX (61).

(Fig. 22, 23)

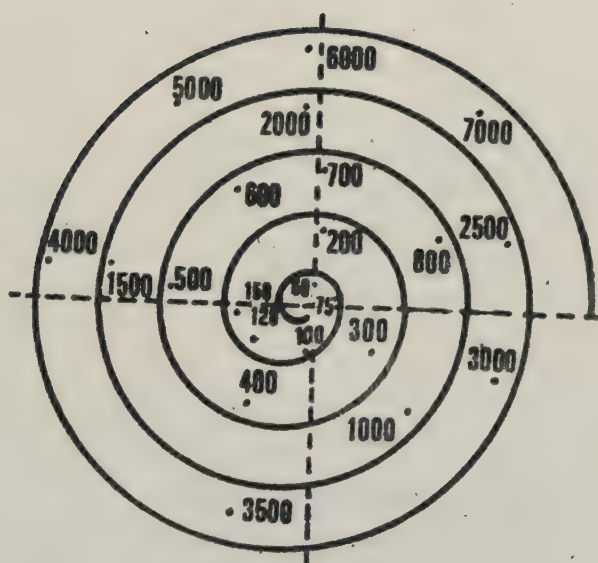


FIG. 22

TONOTOPIE COCHLEAIRE DU COBAYE

(d'après CULLER)

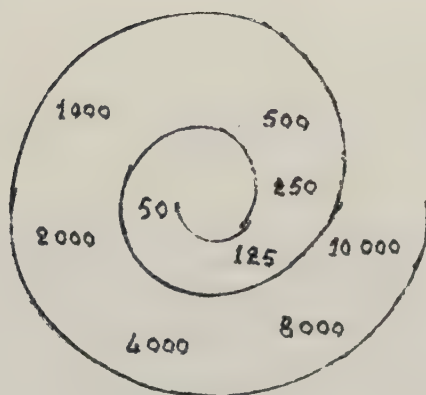


FIG. 23

Notre représentation tonotopique
de la cochlée humaine.

• LA DISCRIMINATION DES FRÉQUENCES PAR L'UTILISATION D'UNE ÉLECTRODE

Comme nous l'avons vu précédemment, l'utilisation d'une électrode unique intra-cochléaire ne permet pas une excitation sélective des fibres cochléaires . Ce phénomène, prouvé expérimentalement, explique les résultats médiocres obtenus dans les tentatives de réhabilitation de surdité par cette méthode .

Avant d'implanter des électrodes multiples chez nos sept patients, nous avons, nous aussi, tenté dans un cas une excitation intracochléaire par une électrode .

Ce sont les résultats obtenus chez ce patient, sourd unilatéral, que nous rapportons ici .

1.- STIMULATIONS PAR IMPULSIONS ELECTRIQUES DE FREQUENCE SUPERIEURE à 300 c/s

La perception sonore est un bruit, et non un son, dont la composante aiguë prédomine .

En changeant la fréquence des impulsions de courant, on ne provoque qu'une variation d'intensité du bruit perçu. Ainsi l'augmentation progressive de la fréquence provoque un accroissement progressif de l'intensité jusqu'à une limite supérieure infranchissable si les autres valeurs des impulsions restent constantes, c'est à dire la durée de l'intensité .

La fréquence du stimulus, responsable d'une intensité de perception maximum, est égale à 1000 c/s ; selon les sujets, elle peut être légèrement inférieure .

INTERPRETATION DE CES FAITS

Les impulsions électriques, qu'elles soient transmises par une électrode extracochléaire ou intracochléaire, doivent exciter aisément l'ensemble de l'organe en suivant les lignes de moindre résistance que constituent les espaces périlymphatiques

et endolymphatiques. Le contraire ne serait pas conforme aux lois de la physique. Cette excitation globale des fibres nerveuses prédomine probablement en regard de l'électrode. On conçoit ainsi que le sujet perçoive un bruit à prédominance aiguë, puisque l'électrode unique est située au niveau de la spire basale qui correspond aux fréquences aiguës, comme nous l'avons prouvé chez l'homme .

Cette excitation de l'ensemble des fibres cochléaires est montrée par KIANG et MOXON (28). Ils enregistrent, sur des fibres isolées de chats sourds, les seuils de réponse à des stimulations électriques sinusoïdales de différentes fréquences. Ils montrent que, quelle que soit la fréquence, un seuil est obtenu pour chaque fibre, ce qui n'est pas le cas pour les stimuli physiologiques. Par ailleurs, les différentes courbes liminaires sont très proches les unes des autres . Cela signifie que, si un stimulus supraliminaire excite la cochlée, il a la possibilité d'exciter toutes les fibres et ce d'autant plus facilement que les seuils sont extrêmement proches .

D'autre part, l'augmentation de la quantité d'énergie électrique délivrée à chaque fibre nerveuse se traduit par une augmentation du nombre de potentiels d'action. Or, cette quantité d'énergie augmente avec l'accroissement aussi bien de l'intensité que de la durée ou de la fréquence des impulsions. Cela explique l'augmentation de l'intensité sonore avec la fréquence électrique. Cependant, ce phénomène n'est possible que jusqu'à la fréquence de 1000 c/s, puisque la période réfractaire des fibres cochléaires est de 1 ms. Au-dessus de 1.000 c/s, l'intensité perçue ne varie plus .

2.- STIMULATIONS PAR IMPULSIONS ELECTRIQUES DE FREQUENCE

INFERIEURES à 300 c/s

Au-dessous d'une telle fréquence, le bruit perçu devient rythmé. La cadence est d'autant plus lente que la fréquence des impulsions est basse. Cela peut être comparé au bruit d'un moteur à deux temps, dont on distingue les explosions d'autant mieux que le régime est plus bas. Ce rythme perçu est en phase avec la fréquence du stimulus ; il en est

donc bien la traduction. Mais le bruit, indépendamment de son rythme, et quel que soit celui-ci, est identique à celui perçu quand les impulsions électriques avaient une fréquence supérieure à 300 c/s. Donc ici, il n'y a pas davantage de discrimination des fréquences d'impulsions, en ce sens que ce qui est perçu par le sujet n'est toujours pas un son ; mais la discrimination existe néanmoins par la sensation d'un rythme .

INTERPRETATION DES FAITS

La perception de ce rythme est parfaitement expliquée par la théorie téléphonique qui, comme nous l'avons vu, ne joue un rôle physiologique, d'ailleurs mineur, que pour les basses fréquences . Au-delà de 300 c/s, un phénomène de fusion survient. Ces faits confirment les observations de DJOURNO-EYRIES (1 - 2) et de W. HOUSE (33), qui trouvaient une discrimination de fréquence . respectivement jusqu'à 300 et 120 c/s.

Mais il est important de noter la difficulté qu'ont eue les sujets stimulés à essayer d'analyser la fréquence . Ayant déjà souvent du mal à distinguer l'intensité de la fréquence, il leur devenait presque impossible de différencier le rythme du bruit d'une part, et son analyse fréquentielle, d'autre part .

Cela explique peut-être les résultats paradoxaux obtenus par certains auteurs :

- DOYLE (24) obtient une discrimination des fréquences jusqu'à 1000 c/s.
- MICHELSON, jusqu'à 900 c/s (22).

REHABILITATION DES SURDITES AVEC UNE ELECTRODE UNIQUE

Ces constatations nous amènent à penser que les tentatives de réhabilitation avec un tel montage ne doivent pas donner une aide véritable. Et pourtant, tous les auteurs qui nous ont précédé ont considéré comme positifs les résultats obtenus .

Nous avons donc, nous aussi, tenté d'appareiller notre patient, en connectant une prothèse auditive banale, constituée d'un microphone et d'un amplificateur, à son électrode.

Pour la compréhension de la parole, la discrimination des fréquences jusqu'à 300 Hz n'est pas d'une grande utilité . En revanche, les variations d'intensité facilitent beaucoup la lecture labiale en donnant un certain rythme aux mots .

Nous considérons ces résultats sur l'intelligibilité des mots comme assez remarquables, mais ne justifiant pas l'enthousiasme de certains auteurs. Néanmoins, ce qui est extraordinaire, c'est que cet appareillage à une électrode permet de sortir le sourd de son univers silencieux. Tous les bruits qui nous stimulent en permanence servant souvent de signal indicateur sont enfin perçus par le sourd (sonnette de porte, sonnerie de téléphone, klaxon, appel, etc...). Ceci transforme leur vie . C'est dans le souci d'améliorer l'intelligibilité que nous avons tenté de les appareiller avec plusieurs électrodes .

• LA DISCRIMINATION DES FRÉQUENCES
PAR L'UTILISATION D'ÉLECTRODES
MULTIPLES INTRACOCHLÉAIRES

Les constatations faites au chapitre précédent nous amènent logiquement à penser que la même discrimination, très partielle, des fréquences, sera toujours obtenue, quels que soient le nombre et la disposition des électrodes intracochléaires, puisque celles-ci sont situées dans un milieu très conducteur et excitent, ainsi, l'ensemble de la cochlée .

En pratique, c'est effectivement ce qu'ont obtenu, avant nous, DOYLE (24) et HOUSE (33), qui ont implanté des électrodes multiples intracochléaires . D'ailleurs, HOUSE, ne trouvant aucun avantage à la stimulation multiple, est revenu à l'implantation d'une électrode unique .

Notre technique d'implantation, qui compartimente la cochlée en autant de cases étanches qu'il y a d'électrodes, a permis de franchir l'écueil de la diffusion du stimulus à toute la cochlée . Les résultats que nous avons obtenus le confirment pleinement .

1° - STIMULATIONS PAR IMPULSIONS ELECTRIQUES DE FREQUENCE

SUPERIEURES A 300 c/s.

Le sujet perçoit un son dont la hauteur ne dépend pas de la fréquence du stimulus mais de la topographie de la zone stimulée. Ainsi, en excitant l'électrode située sur le territoire centré sur 500 Hz, le sujet percevra un son de 500 Hz quelle que soit la fréquence du stimulus ; l'électrode située en regard du 2000 Hz provoquera une sensation sonore de 2000 Hz pour toutes les fréquences du stimulus .

2.- POUR DES STIMULI DE FREQUENCE

INFERIEURE A 300 c/s.

La sensation sonore devient rythmée comme nous l'avions obtenue pour une électrode unique. Mais il s'agit ici d'un son et non d'un bruit rythmé. Ce rythme est donné par la fréquence du stimulus, mais la hauteur du son dépend toujours de la topographie de la zone stimulée .

A une fréquence basse, 1 Hz par exemple, le son entendu est comparé à un coup de gong (électrode grave) ou à un coup de clochette (électrode aiguë).

INTERPRETATION DES FAITS

Les phénomènes observés pour l'ensemble de la cochlée lors de la stimulation d'une électrode unique, s'appliquent ici à un compartiment de la cochlée .

Toutes les fibres cochléaires ne sont plus stimulées mais uniquement celles situées dans ce compartiment. De ce fait, le sujet ne perçoit plus un bruit mais un son. La fréquence de celui-ci est définie par les fibres stimulées.

Ceci a été confirmé chez les sourds bilatéraux qui classent les fréquences dans le bon ordre et chez les sourds unilatéraux qui comparent leur perception à celle donnée par un stimulateur acoustique.

L'augmentation de la fréquence du stimulus augmente le nombre de potentiels d'action des fibres de ce compartiment. Ainsi la hauteur du son perçu ne change pas, mais son intensité augmente .

REHABILITATION DES SURDITES PAR ELECTRODES MULTIPLES

Etant arrivé à produire une discrimination des fréquences, il nous était permis de penser qu'une véritable réhabilitation des surdités totales pouvait être obtenue .

En effet, POLLACK, en 1952-1953 (85-86) a démontré qu'une information reste totalement intelligible si l'on réduit le nombre de canaux de fréquence à 5 et le nombre de niveaux d'intensité à 7 . Ainsi, au lieu d'utiliser toute l'étendue des fréquences et des intensités entre le seuil audible et le maximum, l'information peut être correctement transmise en utilisant cinq fréquences et sept intensités seulement. En deça, le message perd sa complète intelligibilité .

Donc, en utilisant un minimum de 5 bandes de fréquence et n'étant pas limitée par l'intensité, la réhabilitation pouvait devenir possible .

En pratique, nous pensons que 6 à 8 électrodes permettent un bon rendement. En effet, physiologiquement, pour une intensité suffisante, une fibre cochléaire isolée est excitée par des fréquences s'étendant sur une octave. Il n'est donc pas indispensable de faire des compartiments inférieurs à une octave.

Par ailleurs, la discrimination des fréquences inférieures à 300 c/s n'est pas utile. C'est pour l'ensemble de ces raisons que nous décomposons le signal acoustique, grâce à des filtres, en bandes de fréquence de une octave centrée sur 250, 500, 1000, 2000, 4000 et 8000 Hz. Chaque bande de fréquence est envoyée sur l'électrode correspondante .

Pour être correcte, l'implantation des électrodes doit donc se faire exactement sur l'emplacement cochléaire de ces fréquences et chaque compartiment doit être de une octave centrée sur la fréquence en question. Ceci est, en pratique, approximatif, car il n'existe pas de moyen pour le chirurgien de savoir très précisément dans quelle zone de fréquence il implante le matériel .

L'appareillage ainsi réalisé comprend, rappelons-le :

- . un microphone et un amplificateur,
- . une batterie de filtres pour la discrimination des fréquences .
- . et un transcodeur pour résoudre les problèmes d'intensité .

Cet ensemble est volumineux et surtout n'existe qu'en un exemplaire unique. Les sujets implantés sont donc reliés à tour de rôle à cette prothèse pour suivre leur rééducation . Mais chacun des patients possède un microphone et un amplificateur de volume réduit branché en permanence sur une seule électrode pour ne pas rester dans le silence complet entre les séances de rééducation .

LES RESULTATS OBTENUS

Dès le lendemain de l'intervention, tous les sujets ont trouvé une aide considérable par l'utilisation de l'appareillage complet. Ce résultat obtenu est supérieur à celui donné par le montage simplifié prévu pour une seule électrode .

Dès lors, ils bénéficient d'une rééducation à la fois vocale et auditive. Ce travail a été confié à une orthophoniste. Cela a permis à la fois de faire progresser rapidement leur intelligibilité et, grâce à cette audition, d'améliorer leur propre parole quelquefois difficile à comprendre car très déformée . Cette déformation existe aussi bien chez les sourds congénitaux éduqués dans l'enfance, que dans les surdités acquises, après quelques années .

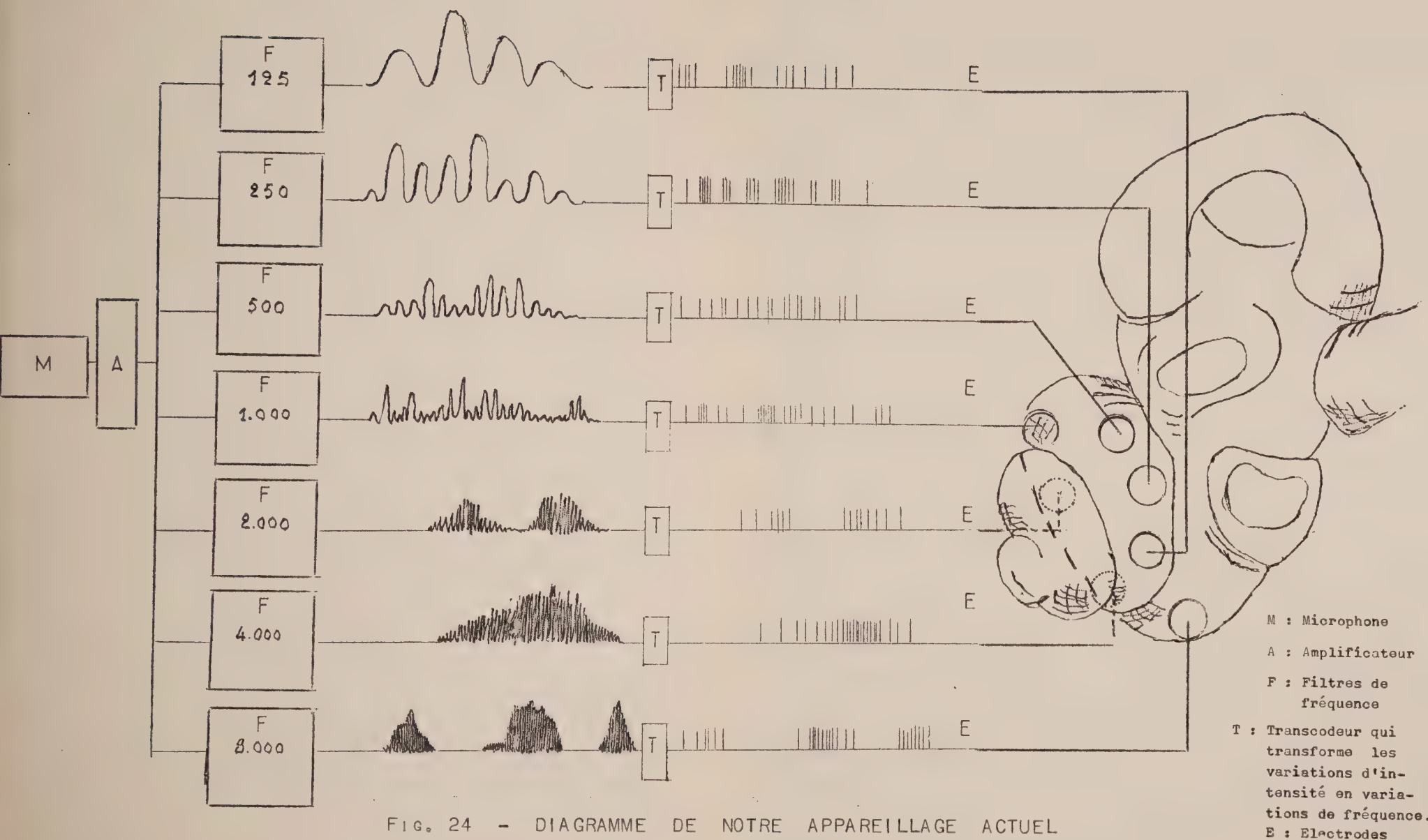
Il est impossible de faire une étude statistique des résultats en raison du trop petit nombre de sujets implantés. Cependant, en moyenne, nous obtenons une réhabilitation proche de 50 % pour la conversation sans lecture labiale, et de 100 % pour les mélodies simples .

Grâce à cette rééducation, qui oblige le malade à réapprendre à entendre, il est assez extraordinaire de constater que le sujet, totalement sourd quelques semaines avant, répète presque correctement un mot sur deux, alors que, caché par un écran, il ne se sert absolument pas de la lecture labiale. Ceci est particulièrement émouvant pour les sourds n'ayant jamais entendu .

Cependant, reconnaître un mot sur deux est insuffisant. Nous nous attachons donc actuellement à améliorer le rendement de l'appareillage. Nous nous sommes aperçus, en analysant les mots perçus de façon erronée ou non compris, d'une part ; en comparant les résultats donnés par l'appareillage complet et simplifié, d'autre part, que les consonnes étaient mal perçues. Ceci s'explique aisément car, nous l'avons vu, les consonnes sont des variations rapides de fréquences, qui, par définition, sont mal transmises par les filtres de fréquences .

Ce petit problème technique réglé, l'intelligibilité de la parole sera obligatoirement meilleure ; mais quelle sera l'importance de ce gain ?

Compte tenu des résultats obtenus pour la discrimination des phonèmes, il n'est pas étonnant que la reconnaissance musicale soit meilleure. En effet, dans ces cas, en plus de la reconnaissance de la mélodie elle-même, c'est-à-dire les variations de fréquence, le rythme même de la musique constitue une aide très appréciable . Cela est particulièrement vrai pour les méthodes populaires . Cependant, nous avons constaté que plus le patient était mélomane, moins sa reconnaissance était bonne . Cela peut être expliqué par l'exigence du musicien qui ne peut se satisfaire de variations grossières de fréquence pour reconnaître une mélodie .



LES ELEMENTS ENCORE INCONNUS

Pour une utilisation courante d'un tel appareillage, deux problèmes majeurs restent à résoudre : la tolérance des électrodes et la miniaturisation de l'appareillage .

LA TOLÉRANCE DES ÉLECTRODES

Le platine-irridium a été choisi en raison de la quasi absence d'électrolyse . Cela était indispensable, d'une part pour éviter une disparition progressive du matériel, et , d'autre part, pour éviter une éventuelle neurotoxicité par les molécules libérées .

Quant au téflon, qui gaine l'électrode, il est un des matériaux les mieux tolérés par les tissus vivants .

Mais, quel que soit le type de l'électrode, son implantation chirurgicale constitue un traumatisme pour la cochlée . Il est difficile de prévoir les dégâts ainsi occasionnés et leur conséquence sur l'intégrité fonctionnelle des fibres nerveuses. Cependant, les expériences faites chez l'animal par SCHUKNECHT (54), puis DUVALL et RHODES (55) montrent la persistance des fibres nerveuses afférentes malgré la destruction des cellules sensorielles .

Plus intéressant encore, est le travail de SCHINDLER et MERZENICH (32), qui étudient les conséquences de l'implantation durable d'électrodes et constatent une dégénérescence des cellules du ganglion spiral, épargnant cependant une partie d'entre elles. Les lésions siègent surtout dans la zone d'implantation de l'électrode ; mais, à ce propos, il faut rappeler que le modèle de l'électrode bipolaire utilisé par ces auteurs est volumineux et nous paraît particulièrement traumatisant .

Enfin, pour notre part, nous avons entrepris une étude de la tolérance des électrodes chez le cobaye .

Chez l'homme, SIMMONS (23) constate une augmentation de l'impédance des électrodes après quelques mois d'utilisation ; mais celles-ci sont implantées à l'intérieur même du nerf, et sont de type électrolysable .

Tous les autres auteurs notent, au contraire, un fonctionnement inchangé après une longue période d'utilisation :

- 5 ans pour DJOURNO et EYRIES ; 4 ans pour DJOURNO et MASPETIOL, d'après ZOLLNER (3).
- 3 ans pour HOUSE (33).
- 2 ans pour MICHELSON (32).

Nos premières électrodes implantées il y a onze mois fonctionnent de même parfaitement . L'avenir nous dira si elles peuvent remplir leur rôle durant toute la vie de l'intéressé .

LA MINIATURISATION

ET LA TRANSMISSION À DISTANCE

La miniaturisation de l'appareil et la transmission du signal électrique à distance sont du domaine de la technologie . Leur réalisation sera sans doute semée d'embûches, mais elle est techniquement possible. D'ailleurs, nous sommes sur le point d'entreprendre un tel travail, qui demandera sans doute beaucoup de temps .

Ce n'est qu'alors que la réhabilitation des surdités sensorielles totales sera réalisable à une grande échelle .

CONCLUSIONS

Parmi les surdités totales, beaucoup sont dues à une destruction des cellules sensorielles de l'organe de Corti, avec conservation au moins partielle de la fonction du nerf cochléaire. Dans ces cas, il est possible de redonner une certaine audition grâce à une stimulation électrique directe des fibres nerveuses à l'intérieur de la cochlée. Nos travaux apportent une contribution à la réalisation pratique de cette réhabilitation qui peut être ainsi résumée :

La très grande majorité des surdités totales comporte une conservation au moins partielle de la fonction du nerf cochléaire, et peut donc être réhabilitée par une implantation intra cochléaire. C'est le cas des 34 cophoses que nous avons examinées; parmi elles, 9 étaient secondaires à des méningites de causes variées, 5 étaient dues à une destruction labyrinthique traumatique, 5 étaient congénitales. La détection des cophoses opérables peut s'effectuer de façon objective en enregistrant les potentiels auditifs évoqués correspondant aux réponses subjectives, engendrés par une stimulation électrique de la fenêtre ronde. Cet examen objectif pourrait ainsi être effectué chez le nourrisson dès la première année.

Lors de la stimulation électrique du nerf cochléaire, il existe une marge très faible, du simple au double seulement, entre le seuil liminaire et le maximum tolérable.

Pour être bien tolérée, la prothèse devra donc comporter une importante compression dynamique. L'emploi d'une modulation de fréquence d'impulsion pour apporter l'information sonore, nous a semblé la meilleure façon de l'obtenir. Cette technique facilite, en outre, la transmission radio du message électrique.

Pourvu qu'elle soit localisée à une zone étroite de la cochlée, grâce à une partition chirurgicale, la stimulation électrique du nerf cochléaire donne des sensations sonores dont la hauteur dépend de la topographie de la zone stimulée. Cette répartition fréquentielle est analogue à celle de l'animal, étalée de l'apex à la base, des graves aux aigus .

La stimulation par une seule électrode donne un bruit dont la nature dépend du siège de l'électrode. C'est en particulier un bruit à prédominance aiguë quand l'électrode est introduite dans la cochlée sans aucun cloisonnement. Avec cette implantation à une seule électrode, seules sont sensibles les variations d'intensité du signal : aucune variation de fréquence n'est perceptible au-delà de 300 Hz. La réhabilitation ainsi obtenue est partielle, mais déjà appréciable .

L'implantation de plusieurs électrodes donne de meilleurs résultats .

Pour cela, la cochlée doit être chirurgicalement compartimentée en autant de cases étanches, et l'information sonore doit être répartie en bandes de fréquence correspondant au territoire de chaque électrode. Les résultats immédiats, supérieurs d'emblée à ceux obtenus avec une seule électrode, s'améliorent avec le temps et peuvent encore être affinés par une rééducation appropriée. De la sorte, sans lecture labiale, on peut atteindre une réhabilitation proche de 50 % pour la parole et 100 % pour la reconnaissance de mélodies simples .

De nombreux perfectionnements doivent être encore apportés, notamment par l'intériorisation d'un appareillage bien toléré qui ne peut être rendu possible que par une réduction considérable de son volume et la transmission à distance du message . Mais beaucoup d'indices permettent de penser qu'ils seront résolus dans un avenir relativement proche .

VU et PERMIS d'IMPRIMER :

LE DOYEN de la FACULTE
de MEDECINE

Le PRESIDENT de la THESE :

Xavier BICHAT :

J. B A U M A N N

P. P I A L O U X

Le RECTEUR de l'ACADEMIE

de PARIS :

R. M A L L E T

BIBLIOGRAPHIE

1.- DJOURNO A., EYRIES Ch.,

Prothèse auditive par excitation électrique à distance du nerf sensoriel, à l'aide d'un bobinage inclus à demeure .

Presse Méd. 65 : 1417-1423, 1957.

2.- DJOURNO A., EYRIES Ch., VALLANCIEN B.,

De l'excitation électrique du nerf cochléaire chez l'homme, par induction à distance, à l'aide d'un microbobinage inclus à demeure .

C.R. Soc. Biol. T. CLI, N°3 : 423-425, 1957.

3.- ZÖLLNER F., KEIDEL W.D.

Gehörvermittlung durch elektrische Erregung des Nervus accusticus .

Archiv ohr Nas Kehlkopfheil 181 : 216-223, 1963.

4.- DJOURNO A., VALLANCIEN B.,

L'interrogation électrique du nerf cochléaire .

C.R. Soc. Biol. T. CLD, N°1 : 555-556, 1958.

5.- VOLTA A,

On the electricity excited by mere contact of conducting substances of different kinds .

Trans. Roy. Soc. Phil. 90 : 403-431, 1800.

6.- DUCHENNE DE BOULOGNE

De l'électrisation localisée et de son application à la physiologie, à la pathologie et à la thérapeutique.

PARIS, 1855, cité par SIMMONS (22).

7.- BRENNER R.

Untersuchungen und Beobachtungen auf dem Gegiete
der Elektrotherapie.

LEIPZIG, 1868, 1869, cité par SIMMONS (22).

8.- SCHEPPEGRELL W.

Electricity in Diseases of the Nose, Throat and Ear.

NEW-YORK : G.P. Putnam's Sons, 1898.

9.- POLITZER A.

Diseases of the Ear.

Philadelphia, Henri Leas's Son and Co., p.744, 1883.

10.- BEAUREGARD H., DUPREY E.,

Bull. Soc. Biol. 1896, cité par SIMMONS (22).

11.- BUYTENDYK F.J.J. ,

On the negative variation of the nervus acousticus
caused by a sound .

Proc. Roy. Soc. (AMSTERDAM) 13 : 649, 1910.

12.- FORBES A., MILLER R.H., O'CONNER J.,

Electric response to acoustic stimuli in the
Decerebrate Animal.

Amer. J. Physiol. 80 : 363, 1927.

13.- WEVER E.G., BRAY C.W.

The Nature of the Acoustic response : the relation
between sound frequency and frequency of impulses
in the Auditory Nerve .

J. Exp. Psychol. 13 : 373-387, 1930.

14.- JELLINEK S., SCHEIBER T.,

Eine neue Methode des Hörens .

Wiener Klin. Wschr. 43 : 417, 1930.

- 15.- ANDREEF A.M., GERNUSI G.V., VOLOKHOV A.A. ,
On the electrical excitability of the human ear :
on the effect of alternating currents of the
affected auditory apparatus .
J. Physiol. USSR , 18 : 250-265, 1935.
- 16.- ANDREEF A.M., GERNUSI G.V., VOLOKHOV A.A. ,
Electrical stimulation of the hearing organ .
J. Physiol USSR 17 : 546-559, 1934.
- 17.- GERNUSI G.V., VOLOKHOV A.A.,
On the electrical excitability of the auditory
organ : on the effect of alternating currents on
the normal auditory apparatus.
J. Exp. Psychol. 19 : 370-382, 1936.
- 18.- GERNUSI G.V.
Analyse der Einwirkung von Wechselströmen auf
den Gehörapparat .
Tech. Phys. USSR 4 : 163-174, 1937.
- 19.- ANDREEF A.M., PRAPOVA A.A., GERNUSI G.V.
On electrical excitability on the auditory apparatus
in relation to its functional state .
J. Physiol. USSR 25 : 618-630, 1938.
- 20.- STEVENS S.S.
On hearing by Electrical stimulation .
J. Acoust. Soc. Amer. 8 : 191-195, 1937.
- 21.- JONES R.C., STEVENS S.S., LURIE M.M.
Three Mechanisms of hearing by electrical stimulation.
J. Acoust. Soc. Amer. 12 : 281-290, 1940.

- 22.- FLOTTORP G. Effect of different types of electrodes in electrophonic hearing .
J. Acoust. Soc. Amer. 25 : 236-245, 1953.
- 23.- SIMMONS F.B. Electrical stimulation of the auditory nerve in man.
Arch. Otolaryng. 84 : 24-76, 1966.
- 24.- DOYLE J.H., DOYLE J.B., TURNBULL F.M.
Electrical stimulation of eight cranial nerve.
Arch. otolaryng. 80 : 388-391, 1964.
- 25.- WALLOCH R., DEWEESE D., BRUMMET R., VERNON J.
Electrical stimulation of the inner ear.
Ann. Otol. 82 : 473-485, 1973.
- 26.- SIMMONS F.B., MONGEON CH.J., LEWIS W.R., HUNTINGTON D.A. :
Electrical stimulation of acoustical nerve and inferior colliculus. Results in Man .
Arch. Otolaryng. 79 : 559-567, 1964.
- 27.- SIMMONS F.B., GLATKE J.J.
Comparison of electrical and acoustical stimulation of the cat ear.
Ann. Otol. 81 : 731-738, 1972.
- 28.- KIANG N.Y.S., MOXON E.C. :
Physiological consideration in artificial stimulation of the inner ear.
Ann. Otol. 81 : 714-730, 1972.
- 29.- MICHELSON R.P. Electrical stimulation of the human cochlea.
Arch. Otolaryng. 93 : 317-323, 1971.

30.- MICHELSON R.P.

The results of Electrical stimulation of the cochlea in human sensory deafness.

Annals otol.80 : 914-919, 1971.

31.- MICHELSON R.P., MERZENICH M.M., PETTIT C.R. et al.

A cochlear prosthesis : Further clinical observations ; preliminary results of physiological studies .

Laryngoscope 83 : 1116-1122, 1973.

32.- MERZENICH M.M., MICHELSON R.P., PETTIT C.R., SCHINDLER R.A.,
REID M.

Neural encoding of sound sensation evoked by electrical stimulation of the acoustic nerve.

Annal. Otol. 82 : 486-503, 1973.

33.- HOUSE W.F., URBAN J.

Long term Results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man.

Annals Otol. 82 : 504-517, 1973.

34.- DOBELLE W.H., MLADJEVSKY M.G., STENSAAS S.S., SMITH J.B.,

A prosthesis for the deaf based on cortical stimulation.

Annals Otol.82 : 445-463, 1973.

35.- PENFIELD W., RASMUSSEN T.

The cerebral cortex of man.

NEW YORK, Macmillan, 1950.

36.- PENFIELD W., JASPER H. :

Epilepsy and the functionnal anatomy of the human brain.

LONDON, Churchill, 1954.

37.- PENFIELD W., PEROT P.

The brain's record of auditory and visual experience.
Brain 86 : 595-696, 1963.

38.- FOERSTER O.

Beitrage zur Pathophysiologie der Sehbahn und
der Sehsphäre.

J. Psychol. Neurol. LPZ, 39 : 463-485, 1929.

39.- ROSEN

Effect of stimulation and section of the chorda
tympanic nerve

Neurology 2 : 244-247, 1952. .

40.- ROSEN

Surgery and Neurology of Meniere's disease.

Role of the chorda tympanic nerve in tinnitus,
vertigo and deafness .

Arch. Otolaryng. 56 : 152-160, 1952.

41.- MICHEL L., LEMARCHANDS H., PIAGET F.

Sensation sonore par stimulation électrique du
nerf de Jacobson.

Ann. Otolaryng. (PARIS) 88 : 475-507, 1971.

42.- GIRARD L Atlas d'anatomie et de médecine opératoire du
labyrinthe osseux.

(3ème éd.) Libr. Maloine, PARIS, 1939.

43.- SPOENDLIN H.H., GACEK R.R.

Electron Microscopic study of the efferent and
afferent innervation of the organ of Corti in the
cat.

Ann. O.R.L. 72 : 660-686, 1963.

44.- SPOENDLIN H.H.

Innervation densities of the cochlea .

Acta otolaryng. 73 : 235-248, 1972.

45.- ENGSTRÖM H.

On the double innervation of the sensory epithelia
of the inner ear.

Acta otolaryng. 49 : 109-118, 1958.

46.- EYRIES CH.

Recherches sur les voies et les centres cochléaires
de l'homme à l'étage bulbo-protubérantiél.

Ann. oto-laryng. (PARIS) 90 : 5-44, 1973.

47.- RASMUSSEN G.L.

An efferent cochlear bundle.

Anat. Rec. 82 : 441, 1942.

48.- EYRIES CH., CHOUARD C.H., PEYTRAL C.

Systématisation des voies cochléaires .

Encyclopédie Médico-Chirurgicale, PARIS .

- sous presse -

49.- PORTMANN G., PORTMANN M., PORTMANN C.

La double innervation de l'organe de Corti .

Acta otolaryngol. (STOCKH.), 43 : 226-238, 1973.

50.- SPOENDLIN H.

The innervation of the organ of Corti.

J. Laryngol. 81 : 717-738, 1967.

51.- SPOENDLIN H.H.

Innervation patterns in the organ of Corti of
the cat.

Acta otolaryng. (STOCKH.) 67 : 239-254, 1969.

52.- SMITH C.A.

Innervation pattern of the cochlea - the
internal hair cell.

Annals otal 70 : 504-527, 1961.

53.- SPOENDLIN H.

Neuroanatomical basis of cochlear coding
mechanisms - Présenté au 12ème Congrès Inter-
national d'Audiologie - PARIS - 24 Avril 1974.

54.- SCHUKNECHT H.F.; WOELLNER R.C.

An Experimental and clinical study of deafness
from lesions of the cochlear nerve .

J. of Laryng. and Otal.69 : 75-97, 1955.

55.- DUVAL A.J. and RHODES V.T.

Ultrastructure of the organ of Corti following
intermining of cochlear fluids .

Ann. O.R.L. 76 : 688-708, 1967.

56.- BOREL-MAISONNY S.

Audiogramme phonétique.

Journ. Franç. d'O.R.L. VII : 7-24, 1958.

57.- MALMBERG B.

La Phonétique.

P.U.F. - Que sais-je ? - 1966.

58.- HELMHOLTZ H.L.F.V.

Die Lehre von den Tonempfindungen als
physiologische Grundlage Für die Theorie der
Musik.

Braunschweig, Viewig und Sohn, 1863

On the sensations of Tone as a Physiological
basis for the Theory of Music .

Trad. Ellis NEW-YORK, Dover, 1954.

59.- BEKEZY G.V.

The variation of phase along the basilar membrane with sinusoidal vibrations .

J. Acoust. Soc. Amer. 19 : 452-460. , 1947.

60.- BEKEZY G.V.

Experiments in Hearing, wever E G trad.

NEW YORK, Mac Grawhill, 1960.

61.- TASAKI I., DAVIS H., LEGOUX J.,

The spacetime pattern of the cochlear microphonics (guineapig) recorded by differential electrodes.

J. Acoust. Soc. Amer. 24 : 502-519, 1952.

62.- TASAKI I., SPYROPOLOUS C.S.

Stria vascularis as a source of endocochlear potential.

J. Neurophysiol. 22 : 149, 1959.

63.- DAVIS H. Some principles of sensory receptor action .

Physiol.Rev. 41 : 391, 1961.

64.- DAVIS H. Biophysics and physiology of the inner ear.

Physiol. Rev. 37 : 1, 1957.

65.- MOUNTCASTLE V.B.

Medical Physiology. Vol.1

The C.V. Mosby Company, 13ème édit. St-LOUIS,
1974.

66.- GALAMBOS R., DAVIS H.

The response of single auditory-nerve fibers to acoustic stimulation .

J. Neurophysiol., 7 : 39-57, 1943.

67.- EVANS E.F.

Narrow "turning" of cochlear nerve fiber responses in the guinea pig.

J. Physiol. 206 : 14-15, 1970.

68.- ROSE J.E., GROSSE N.B., GEISLER C.D., HIND J.E.,

Some neural mechanisms in the inferior colliculus of the cat which may be relevant to localisation of a sound source .

J. Neurophysiol. 29/2 : 288-314, 1966.

69.- ROSE J.E., BRUGGE J.F., ANDERSON D.J., HIND J.E.,

Phase-locked response to low frequency tones in single auditory nerve fibers of the squirrel monkey.

J. Neurophysiol. 30/4 : 769-793, 1967.

70.- HIND J.E., ANDERSON D.J., BRUGGE J.F., ROSE J.E.,

Coding of information pertaining to paired low-frequency tones in single auditory nerve fibers of the squirrel monkey.

J. Neurophysiol. 30/4 : 794-816, 1967.

71.- ANDERSON D.J., ROSE J.E., HIND J.E. et al.

Temporal position of discharges in single auditory nerve fibers within the cycle of a sine-wave stimulus : frequency and intensity effects .

J. Acoust. Soc. Amer. 49 : 1131-1139, 1970.

72.- ZWISLOCKI J.J.

Phase opposition between inner and outer hair cells, and auditory sound analysis .

Présenté au 12ème Congrès International d'Audio-logie - PARIS - 24 Avril 1974.

73.- KATSUKI Y.

Neural Mechanism of hearing in cats and monkeys.

In : Progress in Brain Research, Correlative
Neuro-sciences, Part A : Fundamental Mechanisms.

Tokizane, Schade (Ed.), AMSTERDAM, Elsevier, 1966.

74.- KIANG N.Y.S., WATANABE T., THOMAS E.C. et al :

Discharge patterns of single fibers in the cat's
auditory nerve.

CAMBRIDGE, Mass., Mit Press, 1965.

75.- DAVIS H., DEATHERATE B.H., ELDREDGE D.H., SMITH C.A.,

Summating Potentials of the cochlea .

Amer. J. Physiol.195 : 251-261, 1958.

76.- DAVIS H., SILVERMAN S.R.

Hearing and Deafness.

NEW-YORK, Holt, Rinehart and Winston, 1970.

77.- SOMJEN G.

Sensory Coding in the mammalian nervous system.

Appleton - Century - Crofts ; Meredith Corporation,
1972.

78.- KIANG N.Y.S., MOXON E.C., LEVINE R.A.

Auditory-nerve activity in cats with normal and
abnormal cochleas .

In : Sensorineural Hearing Loss,

Wolstenholme G E W, Knight J. (eds),
LONDON, Churchill, p.241-268, 1970.

79.- ARAN J.M., PORTMANN Cl., DELAUNAY J., PELERIN J., LENOIR J.,

L'électrocochléogramme : Méthode et premiers
résultats chez l'enfant .

Revue de Lar.Otol.Rhinol.90 : 615-634, 1969.

80.- MORGON A. et Coll.

Bilan de cinq années d'audiométrie électro-encéphalographique.

Rev. Lar. Otol. Rhinol. BORDEAUX, Supplementum.
765-772, Nov.1971.

81.- ADRIAN C.

L'audiométrie électroencéphalographique .
Ses indications chez l'enfant .

Mémoire Université, PARIS VI, 1971.

82.- AUBRY M., PIALOUX P.

Maladies de l'oreille interne et otoneurologie.

MASSON, PARIS, 1957.

83.- CODY D.T.R., BICKFORD R.G.

Cortical Audiometry : on objective method of
evaluating auditory acuity in man.

Mayo Clin. Proc. 40 : 273-287, 1965.

84.- BICKFORD R.G., JACOBSON J.L., CODY D.T.R.

Nature of average evoked potentials to sound and
other stimuli in man .

Ann. N.Y. Acad. Sci. 112 : 204-218, 1964...

85.- POLLACK

Information from elementary auditory displays
Part I.

J. Acoust. Soc. Amer. 24 : 745-749, 1952.

86.- POLLACK

Information from elementary auditory displays.
Part II.

J. Acoust. Soc. Amer. 25 : 765-769, 1953.
